



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년03월25일
(11) 등록번호 10-2093257
(24) 등록일자 2020년03월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/7267 (2013.01)
A61B 5/0402 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0136511
(22) 출원일자 2017년10월20일
심사청구일자 2017년10월20일
(65) 공개번호 10-2019-0044275
(43) 공개일자 2019년04월30일
(56) 선행기술조사문헌
JP2004004286 A*
JP2017525410 A*
KR1020090096803 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
이명해
대전광역시 대덕구 송촌로 29, 202동 201호 (송촌동, 금성백조빌라)
(72) 발명자
이명해
대전광역시 대덕구 송촌로 29, 202동 201호 (송촌동, 금성백조빌라)
(74) 대리인
특허법인 플러스

전체 청구항 수 : 총 12 항

심사관 : 김성훈

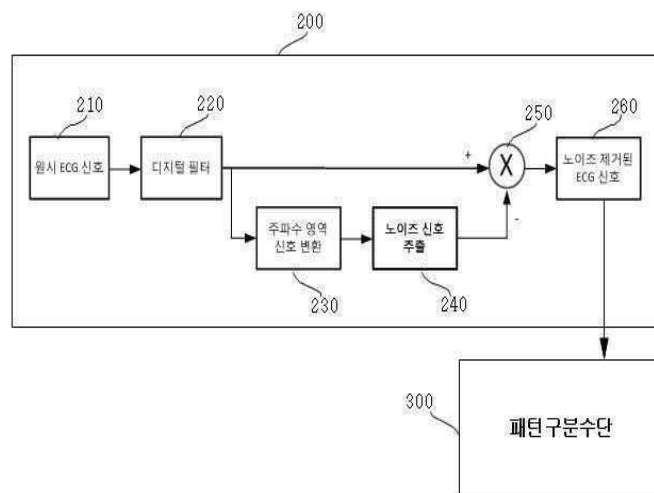
(54) 발명의 명칭 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터 장치 및 필터링 방법

(57) 요약

본 발명은 노이즈 분별 필터 장치 및 필터링 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 심전도(electrocardiograph, ECG) 신호로부터의 노이즈를 제거 또는 감소시키기 위한 노이즈 분별 필터 장치 및 필터링 방법에 관한 것이다.

본 발명의 일실시예에 따른 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치는 전극을 통해 포착된 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석을 수행하는 신호분석수단; 및 상기 신호 분석 결과를 이전의 신호분석 결과와 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 상기 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력이 증가되는 패턴구분수단; 신호의 정확성을 확률로 표시하는 수단; 시간이 다른 두 개의 주기를 이용한 신호감시수단;을 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 있어서,

전극을 통해 포착된 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석을 수행하는 신호분석수단; 및

상기 신호분석수단에서 수행한 신호 분석 결과를 이전의 신호 분석 결과와 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 상기 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력이 증가되는 패턴 구분수단;을 포함하며,

상기 신호분석수단은 디지털 필터와, 주파수 영역 신호 변환부와, 노이즈 신호 추출부와, 믹서부 및, 출력부를 포함하고,

상기 디지털 필터는 포착된 원시 ECG 신호를 일정 주파수 범위 이내로 필터링하여 믹서부로 전송하고, 필터링된 ECG 신호를 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 일정 주기(DT)로 추출한 제 1 및 제 2 정보화 신호와 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 상기 일정 주기(DT) 보다 긴 주기로 추출한 제 3 및 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호 변환부로 전송하고,

상기 주파수 영역 신호 변환부는 상기 디지털 필터에서 전송된 상기 제 1 내지 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와, 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)를 윈도우 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG_윈도우_frq1,2,3,4)를 각각 생성하고,

상기 노이즈 신호 추출부는 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG_윈도우_frq1,2,3,4) 중 적어도 두 개의 신호를 비교하여, ECG 신호와 연관된 규칙성이 있는 심전도 신호의 노이즈 신호(N_ECG)와 ECG 신호와 연관되지 않고 규칙성이 없는 움직임에 의한 노이즈 신호(N_move) 중 적어도 하나의 노이즈 신호를 추출하고,

상기 믹서부는 상기 디지털 필터로부터 필터링된 ECG 신호와, 상기 노이즈 신호 추출부로부터 추출된 노이즈 신호를 입력받아 필터링된 ECG 신호에서 상기 노이즈 신호를 제거하여 출력하며,

상기 출력부는 상기 믹서부로부터 입력된 노이즈 제거된 ECG 신호를 수신하여 저장수단 또는 디스플레이로 전송하는 것

을 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치.

청구항 2

삭제

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 패턴구분수단은

상기 신호분석수단에서 수행한 신호 분석 결과를 비교하는 ECG 신호가 복수개(N개)인 경우, ECG에 대한 정보화 신호가 노이즈 성분이 일정 값 이하인 정상 신호인 경우에, 정상 신호 1부터 정상 신호N(N은 자연수)까지의 패턴은 서로 동일한 정보 패턴을 보이며, ECG 신호가 노이즈 성분을 포함한 비정상 신호인 경우에, 비정상 신호 1부터 비정상 신호N까지의 패턴은 서로 다른 정보 패턴을 보이는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

복수개의 ECG 신호의 합에 의해 ECG 신호에 관한 정보는 커지며, 노이즈에 관한 정보는 줄어드는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 패턴구분수단은

듀얼 주기를 적용함으로써, 한 주기에 의한 과형 분석의 오류를 방지하며, 신호에 대한 정확성을 확률로 표시하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 패턴구분수단은

노이즈 성분이 포함된 추출된 ECG 신호 데이터와 추출된 윈도우 신호 데이터의 ECG 신호 데이터를 합하는 경우에는 노이즈 성분만 남게 되는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치.

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

제 1 항에 의한 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법에 있어서,

상기 일정 주기(DT)로 추출한 상기 제 1 및 제 2 정보화 신호와 상기 일정 주기(DT) 보다 긴 주기로 추출한 상기 제 3 및 제 4 정보화 신호 간 데이터 동등성을 비교하여 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 인덱스 재구성단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

인덱스 재구성단계는

상기 제 1 및 제 2 정보화 신호와 상기 제 3 및 제 4 정보화 신호에서 각각 포착된 ECG 신호들에 대해 FFT 주파수 영역으로 신호 변환을 수행하여 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)로 변환하는 주파수 영역 신호 생성 단계;

변환된 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호의 주파수 크기와 주파수를 인덱스화시켜 인덱스 데이터를 생성하는 인덱스화 단계;

생성된 인덱스 데이터와 기존의 인덱스 데이터를 이용하여 맥박 성분을 조사하는 맥박 성분 조사 단계;

조사된 맥박 성분을 이용하여 맥박 성분을 도출하는 맥박성분 도출 단계;

도출된 맥박 성분을 이용하여 인덱스 데이터를 재구성하는 인덱스 데이터 재구성 단계;

맥박 성분 도출 단계에서 도출된 맥박 성분과 기존의 인덱스 데이터를 비교하여 유사성을 조사하는 유사성 조사 단계;

인덱스 데이터 재구성 단계에서 재구성한 인덱스 데이터들을 서로 비교하여 데이터 동등성 여부를 판단하는 인덱스 데이터 동등성 비교 단계; 및

인덱스 데이터 동등성 비교 단계에서 데이터가 서로 동등하지 않은 것으로 판단한 경우에는 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 인덱스 데이터 재구성화 작업 단계를 수행하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 인덱스 재구성단계는

유사성 조사 단계에서 유사성 조사 결과 유사성이 없는 경우에는 사용자가 인식할 수 있도록 디스플레이 수단에 유사성 여부에 대한 정보를 표시하는 사용자 고지 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법.

청구항 13

제 11 항에 있어서,

상기 맥박 성분 조사 단계는

입력된 인덱스 데이터를 FFT 연산을 수행하는 푸리에 연산 단계;

주파수 크기에 의한 데이터 버퍼링을 수행하는 데이터 버퍼화 단계;

버퍼링된 데이터의 확률값을 계산하는 확률값 계산 단계;

계산된 확률값들을 이용하여 최대 확률값을 도출하는 최대 확률값 도출단계; 및

역변환을 통하여 시간축 데이터로 변경하는 시간축으로 데이터 변경단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법.

청구항 14

심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법에 있어서,

전극을 통해 포착된 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석을 수행하는 신호분석단계; 및

상기 신호분석단계에서 수행한 신호 분석 결과를 이전의 신호분석 결과와 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 상기 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력이 증가되는 패턴 구분단계;를 포함하며,

상기 신호분석단계는 디지털 필터링 단계와, 주파수 영역 신호 변환 단계와, 주파수 영역 신호 변환 단계와, 노이즈 신호 추출 단계와, 믹싱 단계 및, 출력단계를 포함하고,

상기 디지털 필터링 단계는 포착된 원시 ECG 신호를 일정 주파수 범위 이내로 필터링하여 믹싱 단계로 전송하고, 필터링 된 ECG 신호를 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 일정 주기(DT)로 추출한 제 1 및 제 2 정보화 신호와 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 상기 일정 주기(DT) 보다 긴 주기로 추출한 제 3 및 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호 변환 단계로 전달하고,

상기 주파수 영역 신호 변환 단계는 상기 디지털 필터링 단계에서 전달된 상기 제 1 내지 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와, 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)를 윈도우 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG 윈도우_frq1,2,3,4)를 각각 생성하고,

상기 노이즈 신호 추출 단계는 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG 윈도우_frq1,2,3,4) 중 적어도 두 개의 신호를 비교하여, ECG 신호와 연관된 규칙성이 있는 심전도 신호의 노이즈 신호(N_ECG)와 ECG 신호와 연관되지 않고 규칙성이 없는 움직임에 의한 노이즈 신호(N_move) 중 적어도 하나의 노이즈 신호를 추출하고,

상기 믹싱 단계는 상기 디지털 필터링 단계에서 필터링된 ECG 신호와, 상기 노이즈 신호 추출 단계에서 추출된 노이즈 신호를 입력받아 필터링된 ECG 신호에서 상기 노이즈 신호를 제거하여 출력하며,

상기 출력단계는 상기 믹싱 단계로부터 입력된 노이즈 제거된 ECG 신호를 수신하여 저장수단 또는 디스플레이로 전송하는 것

을 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법.

청구항 15

삭제

청구항 16

제 14 항에 있어서,

상기 패턴구분단계는

신호 분석 결과를 비교하는 ECG 신호가 복수개(N개)인 경우, ECG에 대한 정보화 신호가 노이즈 성분이 일정 값 이하인 정상 신호인 경우에, 정상 신호 1부터 정상 신호N(N은 자연수)까지의 패턴은 서로 동일한 정보 패턴을 보이며, ECG 신호가 노이즈 성분을 포함한 비정상 신호인 경우에, 비정상 신호 1부터 비정상 신호N까지의 패턴은 서로 다른 정보 패턴을 보이는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법.

청구항 17

제 10 항 내지 제 14 항, 16항 중 어느 한 항의 방법을 실행하는 프로그램을 기록한 것을 특징으로 하는 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 노이즈 분별 필터 장치 및 필터링 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 심전도(electrocardiograph, ECG) 신호로부터의 노이즈를 제거 또는 감소시키기 위한 노이즈 분별 필터 장치 및 필터링 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

최근 생활양식의 서구화와 고령인구의 증가로 인해 심혈관계 질환이 급증하는 추세이다. 통계청에 자료에 따르면, 최근 사망원인 조사에서 순환기계 질환이 전체 사망률 중 약 25%로 가장 많은 원인을 차지하고 있는 것으로

나타났다. 심장 질환이 증가함에 따라 심장의 전기적 활동을 나타내는 심전도 자동 진단에 대한 연구와 진단의 정확성을 높이기 위한 알고리즘 개발이 활발히 이루어지고 있다. 심전도 신호의 특징을 추출하기 위해서 푸리에 변환(Fourier transform, FT) 및 웨이블릿 변환(wavelet transform, WT)이 사용되고 있으며, 퍼지 신경망과 함께 심장 질환 분류에 사용되고 있다.

[0003] 심전도(electrocardiograph, ECG)란 심근의 활동에 의해 발생하는 임펄스들을 나타낸 전기적 신호로, 심장을 구성하는 세포들이 시간에 따라 흥분하였다가 회복될때 생기는 전위의 변화를 체표면에서 기록하는 것이다. 따라서 심전도는 기록 부위로부터 심장까지의 거리와 전위의 벡터, 정상부위와 흥분된 부위의 전압차, 그리고 각 심장세포의 활동전위의 모양과 여러 활동전위의 동기화 여부에 의해서 영향을 받는다.

[0004] 심전도 신호의 P-QRS-T 한 주기 중에서 보통 양방향의 가장 높은 피크가 R파에 해당하며, 이러한 R파는 매 심박동마다 반복적으로 나타난다. R파 간의, 즉 심박 간격 간의 변화를 심박수 변이도라 부르며, RR Interval Variability 또는 Heart Rate Variability(HRV)라 한다. 심전도 신호에서 R파는 매우 규칙적으로 발생하는 것처럼 보이지만, 실제 정량적인 수치로 간격을 조사해보면, 매 박동시마다 조금씩 달라지는데, 일정 범위 내에서 조금 높아졌다 낮아졌다하는 무작위적인 진동형태로 보인다.

[0005] 심전도 (ECG) 신호 및 파형은, 심근의 심방 및 심실 수축 및 이완 동안에 생성된 P파, QRS파, 및 T파를 특징으로 한다. ECG 신호는 특유의 P파, Q파, R파, S파, 및 T파 피처들을 나타낸다. ECG 신호들은 심장 외부의 영역에서 검체(subject)의 피부에 장착된 전극들을 이용하여 포착될 수 있다. 이들 전극들은 전극들의 일 면 상의 접착제를 이용하여 피부에 부착될 수 있다. 그 후, 전극들은 심장 내 및 그 주위에서의 전기 활성도로부터 신호를 포착할 수 있다. 용어들 "ECG 신호" 및 "신호"는 ECG 전극들의 아날로그 출력뿐 아니라 프로세싱된 또는 프로세싱되지 않은 샘플링된 데이터 포인트들, 예를 들어, A/D 변환기를 사용하여 생성되는 샘플링된 데이터 포인트들을 지칭할 수 있다. 아날로그 신호 및/또는 샘플링된 데이터 포인트들은 필터링될 수도 있다. 그 후, 신호는 추가로 프로세싱, 저장, 및/또는 그 신호를 디스플레이하도록 구성된 디바이스로 전송 또는 라우팅될 수 있다.

[0006] 전력선 간섭, 모션 아티팩트들 및 근전도 (EMG) 신호들을 포함하는 아티팩트들은 ECG 신호를 "노이즈"로 손상시키고 피쳐 검출 알고리즘들의 성능에 영향을 준다. 이는 또한 임상의들에 의한 정확한 진단에 영향을 준다. 모션 아티팩트들은, 심장 근방의 다른 근육들의 전기 활성도 및 테스트 검체의 움직임으로 인해 빈번히 발생한다. 손상된 ECG 신호들 (예를 들어, 모션 아티팩트들을 갖는 ECG 신호들)에서의 장기간 노이즈는 통상적으로 검체 모션에 의해 야기되며, 모션 아티팩트로서 지칭된다.

[0007] 도 1은 ECG 신호를 시간축과 주파수축으로 도시한 것이다. 임의의 손상 또는 노이즈가 비교적 없는 통상의 ECG 신호를 주파수 영역으로 변환할 경우 도 1과 같이 나타나게 된다. 도 1(a)는 시간축으로 ECG 신호를 도시한 것이고, 도 1(b)는 주파수축으로 ECG 신호를 도시한 것이다. 도 1에서 보듯이, 단일 주파수 성분이 강하게 나타나는 현상을 볼 수가 있으며, 현재 신호에서는 약 50Hz에 해당하는 부분이 ECG신호에 해당하는 부분이다. 임베디드 시스템에 과거에는 연속적인 FFT([fast Fourier transform])를 통한 신호 분석은 불가능하였다. 그러나 현재는 과학기술의 발달로 인하여 고속화된 마이크로 프로세서가 존재하고 있으며, 연속적인 FFT 처리가 가능하다. 이는 FFT를 ECG신호 분석에 실시간으로 적용 가능하게 되었다.

[0008] 이에 따라, 안정적인 ECG신호가 아닌 움직임에 의해 노이즈가 포함된 신호를 FFT기법을 이용하여 처리하여 안정적인 ECG 신호를 생성할 수 있는 디지털 적응 필터(Digital Adaptive Filter)의 새로운 구조가 요구된다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 특허문헌1) KR 10-2014-0139564(ECG 모니터링을 위한 시스템들 및 방법들)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상기한 문제점을 해결하기 위해 안출된 것으로서, 심전도(electrocardiograph, ECG) 신호로부터의 노이즈를 제거 또는 감소시키기 위한 노이즈 분별 필터 장치 및 필터링 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

[0011] 그러나 본 발명의 목적은 상기에 언급된 목적으로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 일실시예에 따른 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치는 전극을 통해 포착된 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석을 수행하는 신호분석수단 및 상기 신호분석수단에서 수행한 신호 분석 결과를 이전의 신호 분석 결과와 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 상기 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력이 증가되는 패턴구분수단을 포함하며, 상기 신호분석수단은 디지털 필터와, 주파수 영역 신호 변환부와, 노이즈 신호 추출부와, 믹서부 및, 출력부를 포함하고, 상기 디지털 필터는 포착된 원시 ECG 신호를 일정 주파수 범위 이내로 필터링하여 믹서부로 전송하고, 필터링 된 ECG 신호를 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 일정 주기(DT)로 추출한 제 1 및 제 2 정보화 신호와 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 상기 일정 주기(DT) 보다 긴 주기로 추출한 제 3 및 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호 변환부로 전송하고, 상기 주파수 영역 신호 변환부는 상기 디지털 필터에서 전송된 상기 제 1 내지 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와, 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)를 윈도우 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG 윈도우_frq1,2,3,4)를 각각 생성하고, 상기 노이즈 신호 추출부는 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG 윈도우_frq1,2,3,4) 중 적어도 두 개의 신호를 비교하여, ECG 신호와 연관된 규칙성이 있는 심전도 신호의 노이즈 신호(N_ECG)와 ECG 신호와 연관되지 않고 규칙성이 없는 움직임에 의한 노이즈 신호(N_move) 중 적어도 하나의 노이즈 신호를 추출하고, 상기 믹서부는 상기 디지털 필터로부터 필터링된 ECG 신호와, 상기 노이즈 신호 추출부로부터 추출된 노이즈 신호를 입력받아 필터링된 ECG 신호에서 상기 노이즈 신호를 제거하여 출력하며, 상기 출력부는 상기 믹서부로부터 입력된 노이즈 제거된 ECG 신호를 수신하여 저장수단 또는 디스플레이로 전송하는 것을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 삭제

[0014] 바람직하게는, 상기 패턴구분수단은 상기 신호분석수단에서 수행한 신호 분석 결과를 비교하는 ECG 신호가 복수개(N개)인 경우, ECG에 대한 정보화 신호가 노이즈 성분이 일정 값 이하인 정상 신호인 경우에, 정상 신호 1부터 정상 신호N(은 자연수)까지의 패턴은 서로 동일한 정보 패턴을 보이며, ECG 신호가 노이즈 성분을 포함한 비정상 신호인 경우에, 비정상 신호 1부터 비정상 신호N까지의 패턴은 서로 다른 정보 패턴을 보이는 것을 특징으로 한다.

[0015] 바람직하게는, 복수개의 ECG 신호의 합에 의해 ECG 신호에 관한 정보는 커지며, 노이즈에 관한 정보는 줄어드는 것을 특징으로 한다.

[0016] 바람직하게는, 상기 패턴구분수단은 듀얼 주기를 적용함으로써, 한 주기에 의한 파형 분석의 오류를 방지하며, 신호에 대한 정확성을 확률로 표시하는 것을 특징으로 한다.

[0017] 바람직하게는, 상기 패턴구분수단은 노이즈 성분이 포함된 추출된 ECG 신호 데이터에서 원시 신호 데이터의 ECG 신호 데이터를 빼는 경우에는 ECG신호 성분만 남게 되는 것을 특징으로 한다.

[0018] 삭제

[0019] 삭제

[0020] 삭제

[0021] 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터링 방법은 상기 일정 주기(DT)로 추출한 상기 제 1 및 제 2 정보화 신호와 상기 일정 주기(DT) 보다 긴 주기로 추출한 상기 제 3 및 제 4 정보화 신호 데이터 동등성을 비교하여 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 인덱스 재구성단계;를 포함하는 것을 특징

으로 한다.

[0022] 바람직하게는, 상기 인덱스 재구성단계는 상기 제 1 및 제 2 정보화 신호와 상기 제 3 및 제 4 정보화 신호에서 각각 포착된 ECG 신호들에 대해 FFT 주파수 영역으로 신호 변환을 수행하여 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)로 변환하는 주파수 영역 신호 생성 단계; 변환된 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호의 주파수 크기와 주파수를 인덱스화 시켜 인덱스 데이터를 생성하는 인덱스화 단계; 생성된 인덱스 데이터와 기존의 인덱스 데이터를 이용하여 맥박 성분을 조사하는 맥박 성분 조사 단계; 조사된 맥박 성분을 이용하여 맥박 성분을 도출하는 맥박성분 도출 단계; 도출된 맥박 성분을 이용하여 인덱스 데이터를 재구성하는 인덱스 데이터 재구성 단계; 맥박 성분 도출 단계에서 도출된 맥박 성분과 기존의 인덱스 데이터를 비교하여 유사성을 조사하는 유사성 조사 단계; 인덱스 데이터 재구성 단계에서 재구성한 인덱스 데이터들을 서로 비교하여 데이터 동등성 여부를 판단하는 인덱스 데이터 동등성 비교 단계; 및 인덱스 데이터 동등성 비교 단계에서 데이터가 서로 동등하지 않은 것으로 판단한 경우에는 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 인덱스 데이터 재구성화 작업 단계를 수행하는 것을 특징으로 한다.

[0023] 바람직하게는, 상기 인덱스 재구성단계는 유사성 조사 단계에서 유사성 조사 결과 유사성이 없는 경우에는 사용자가 인식할 수 있도록 디스플레이 수단에 유사성 여부에 대한 정보를 표시하는 사용자 고지 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0024] 바람직하게는, 상기 맥박 성분 조사 단계는 입력된 인덱스 데이터를 FFT 연산을 수행하는 푸리에 연산 단계; 주파수 크기에 의한 데이터 버퍼링을 수행하는 데이터 버퍼화 단계; 버퍼링된 데이터의 확률값을 계산하는 확률값 계산 단계; 계산된 확률값들을 이용하여 최대 확률값을 도출하는 최대 확률값 도출단계; 및 역변환을 통하여 시간축 데이터로 변경하는 시간축으로 데이터 변경단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0025] 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법은 전극을 통해 포착된 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석을 수행하는 신호분석단계; 및 상기 신호분석단계에서 수행한 신호 분석 결과를 이전의 신호분석 결과와 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 상기 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력이 증가되는 패턴구분단계를 포함하며, 상기 신호분석단계는 디지털 필터링 단계와, 주파수 영역 신호 변환 단계와, 주파수 영역 신호 변환 단계와, 노이즈 신호 추출 단계와, 믹싱 단계 및, 출력단계를 포함하고, 상기 디지털 필터링 단계는 포착된 원시 ECG 신호를 일정 주파수 범위 이내로 필터링하여 믹싱 단계로 전송하고, 필터링 된 ECG 신호를 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 일정 주기(DT)로 추출한 제 1 및 제 2 정보화 신호와 서로 다른 시점에서 소정 부분 겹치게 상기 일정 주기(DT) 보다 긴 주기로 추출한 제 3 및 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호 변환 단계로 전달하고,

상기 주파수 영역 신호 변환 단계는 상기 디지털 필터링 단계에서 전달된 상기 제 1 내지 제 4 정보화 신호를 주파수 영역 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와, 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)를 윈도우 신호로 변환한 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG 윈도우_frq1,2,3,4)를 각각 생성하고, 상기 노이즈 신호 추출 단계는 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 주파수 신호(ECG_frq1,2,3,4)와 상기 제 1 내지 제 4 원시 ECG 윈도우 신호(ECG 윈도우_frq1,2,3,4) 중 적어도 두 개의 신호를 비교하여, ECG 신호와 연관된 규칙성이 있는 심전도 신호의 노이즈 신호(N_ECG)와 ECG 신호와 연관되지 않고 규칙성이 없는 움직임에 의한 노이즈 신호(N_move) 중 적어도 하나의 노이즈 신호를 추출하고, 상기 믹싱 단계는 상기 디지털 필터링 단계에서 필터링된 ECG 신호와, 상기 노이즈 신호 추출 단계에서 추출된 노이즈 신호를 입력받아 필터링된 ECG 신호에서 상기 노이즈 신호를 제거하여 출력하며, 상기 출력단계는 상기 믹싱 단계로부터 입력된 노이즈 제거된 ECG 신호를 수신하여 저장수단 또는 디스플레이로 전송하는 것을 특징으로 한다.

[0026] 삭제

[0027] 바람직하게는, 상기 패턴구분단계는 신호 분석 결과를 비교하는 ECG 신호가 복수개(N개)인 경우, ECG에 대한 정보화 신호가 노이즈 성분이 일정 값 이하인 정상 신호인 경우에, 정상 신호 1부터 정상 신호N(N은 자연수)까지의 패턴은 서로 동일한 정보 패턴을 보이며, ECG 신호가 노이즈 성분을 포함한 비정상 신호인 경우에, 비정상 신호 1부터 비정상 신호N까지의 패턴은 서로 다른 정보 패턴을 보이는 것을 특징으로 한다.

[0028] 본 발명의 다른 일실시예에 따른 컴퓨터로 판독 가능한 기록매체는 필터링 방법을 실행하는 프로그램을 기록한 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0029] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명의 노이즈 분별 필터 장치 및 필터링 방법은 주파수 영역에서의 신호 분석과 신호 분석 결과를 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력을 스스로 늘릴 수 있는 능동형 필터를 제공하는 효과가 있다. 또한 파형 분석의 오류를 방지하며, 신호에 대한 정확성을 확률로 표시함으로써 사용자의 판단 기준을 제공하는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0030] 도 1은 ECG 신호를 시간축과 주파수축으로 도시한 것이다.

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 노이즈 분별 필터 장치의 구성도를 도시한 것이다.

도 3은 움직임에 의해 노이즈 성분이 포함된 ECG 신호를 나타낸 것이다.

도 4는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터링 방법을 나타낸 것이다.

도 5는 움직임이 포함된 FFT 신호를 도시한 것이다.

도 6은 정보화 신호로부터 유사한 정보 패턴과 유사하지 않는 패턴을 도출하는 과정을 도시한 것이다.

도 7은 윈도우 신호 재구성 과정을 도시한 것이다.

도 8은 정보화 신호의 데이터 측정 시간과 시작 시점을 도시한 것이다.

도 9는 FFT ECG 신호를 겹치게 표시한 것이다.

도 10은 추출된 ECG성분과 노이즈 성분을 시간축으로 표시한 것이다.

도 11은 짧은 변환 구간과 긴 변환 구간 간 데이터 동등성을 비교하여 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 과정의 일 예를 도시한 것이다.

도 12는 맥박 성분 조사 과정의 일 예를 나타낸 것이다.

도 13은 다른 일실시예에 따른 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법을 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변환, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.

[0032] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "구성된다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0033] 본 발명은 디지털 적응형 필터(Digital Adaptive Filter)로서 노이즈 분별 필터 장치에 대한 것으로, 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석과 신호 분석 결과를 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력을 스스로 늘릴 수 있는 능동형 필터에 대한 것이다. 또한 듀얼 주기를 적용함으로써, 한 주기에 의한 파형 분석의 오류를 방지하며, 신호에 대한 정확성을 확률로 표시함으로써 사용자의 판단 기준을 생성한다.

[0034] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 노이즈 분별 필터 장치의 구성도를 도시한 것이다.

[0035] 본 발명의 노이즈 분별 필터 장치의 기본 구조를 이하에서 설명한다.

- [0036] 본 발명의 일실시예에 따른 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치는 전극을 통해 포착된 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석을 수행하는 신호분석수단(200), 및 상기 신호 분석 결과를 이전의 신호분석 결과와 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 상기 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력이 증가되는 패턴구분수단(300);을 포함하여 구성될 수 있다.
- [0037] 도 2에서 보듯이, 본 발명에 따른 노이즈 분별 필터 장치의 신호분석수단(200)은 원시 RCG 신호 입력부(210), 디지털 필터(220), 주파수 영역 신호 변환부(230), 노이즈 신호 추출부(240), 믹서부(250) 및 노이즈 제거된 ECG 신호 출력부(260)를 포함하여 구성된다.
- [0038] 도 2에서 보듯이, 아날로그 필터를 거쳐 아날로그 디지털 변환(ADC)된 동물용 원시 ECG 신호는 원시 ECG 신호 입력부(210)에 입력된다. 입력된 원시 ECG 신호에는 움직임으로 인한 노이즈 성분이 포함되어 있으며, 노이즈 성분을 제거하지 않을 경우, 정확한 ECG데이터를 분석 평가하는 것에는 어려움이 있다.
- [0039] 도 3은 움직임에 의해 노이즈 성분이 포함된 ECG 신호를 나타낸 것이다. 도 3에서 보듯이, 움직임에 의해 노이즈 성분이 ECG 신호에 포함됨에 의해 단일 주파수 성분이 강하게 나타나는 현상을 보여 준 도 1과는 달리 다수의 주파수 성분이 혼재하여 ECG 성분을 구분하기가 어렵다. 이에 따라 노이즈 제거된 ECG 신호를 위하여 입력된 원시 ECG 신호는 디지털 필터(220)에 입력되어 일정 주파수 범위 이내로 필터링이 되게 된다. 필터링된 ECG 신호는 믹서부(250)와 주파수 영역 신호 변환부(230)로 입력된다.
- [0040] 주파수 영역 신호 변환부(230)는 입력된 필터링된 ECG 신호를 주파수 영역 신호로 변환하게 된다.
- [0041] 노이즈 신호 추출부(240)는 주파수 영역 신호 변환부의 출력 신호를 입력받아 노이즈 신호를 추출하게 된다.
- [0042] 믹서부(250)는 디지털 필터로부터 필터링된 ECG 신호와 노이즈 신호 추출부로부터 추출된 노이즈 신호를 입력받아서 믹싱을 수행한다. 믹싱은 필터링된 ECG 신호에서 추출된 노이즈 신호를 제거하는 과정이다. 믹서부(250)의 출력은 노이즈 제거된 ECG 신호 출력부(260)에 입력되게 된다. 노이즈 제거된 ECG 신호 출력부(260)는 노이즈 제거된 ECG 신호를 ECG 데이터 분석 및 평가에 사용하기 위해 저장장치에 저장되거나 디스플레이 화면에 표시될 수 있다.
- [0043] 상기 패턴구분수단은 신호 분석 결과를 비교하는 ECG 신호가 복수개(N개)인 경우, ECG에 대한 정보화 신호가 노이즈 성분이 거의 없는 정상 신호인 경우에, 정상 신호 1부터 정상 신호(N은 자연수)까지의 패턴은 서로 유사한 정보 패턴을 보이며, ECG 신호가 노이즈 성분을 포함한 비정상 신호인 경우에, 비정상 신호 1부터 비정상 신호N까지의 패턴은 서로 유사하지 않은 정보 패턴을 보이게 된다. 상기 복수개의 ECG 신호의 합에 의해 ECG 신호에 관한 정보는 더 커지며, 노이즈에 관한 정보는 줄어들게 된다. 상기 패턴구분수단은 듀얼 주기를 적용함으로써, 한 주기에 의한 파형 분석의 오류를 방지하며, 신호에 대한 정확성을 확률로 표시한다. 또한 상기 패턴구분수단은 노이즈 성분이 포함된 추출된 ECG 신호 데이터와 추출된 윈도우 신호 데이터의 ECG 신호 데이터를 합하는 경우에는 노이즈 성분만 남게 된다. 상기 윈도우 신호는 재구성될 수 있다. 상기 패턴구분수단은 윈도우 신호 재구성을 위해 ECG 신호를 새로이 추출하고, 새로이 추출된 신호에 대해 윈도우 신호와 주파수 성분을 비교 분석하고, 신호의 동일성 확률로 표시하고, 움직임 노이즈 신호를 제거하고, 동일성 확률 값을 미리 설정된 문턱값(Threshold)값과 비교하여 동일성 확률이 낮은지 여부를 판단하고, 동일성 확률이 낮은 경우에 윈도우 신호를 재구성하고, 신호 재구성 정보를 사용자가 인지하도록 디스플레이 화면을 통해 표시하고, 동일성 확률이 낮은 경우에 윈도우 정보를 업데이트 한다.
- [0044] 도 2에서 보듯이, 본 발명에서는 노이즈 제거를 위해 시간영역에서의 노이즈 주파수 제거 기술을 사용하지 않고, 주파수 영역에서 노이즈 제거 기술을 사용한다. 맥박의 움직임의 증감 및 파형의 모양은 각각 개체마다 일정한 모양을 유지하고 있으며, 일정한 모양에 관한 주파수 성분과 윈도우화 시킬 수 있다면, Digital Adaptive filter를 설계하여 적용하여, 움직임을 제거한 ECG신호를 추출 할 수 있다.
- [0045] 본 발명의 다른 일실시예에 따른 움직임에 관한 ECG 신호에서 정확한 신호 데이터 추출을 위한 노이즈 분별 필터링 장치는 움직임에 관한 ECG 신호를 FFT 주파수 영역으로 신호 변환을 수행하는 변환수단; FFT 주파수 영역에서 주파수 성분 분석을 수행하는 분석수단; 윈도우 신호를 이용하여 동일 또는 유사한 주파수 성분을 추출하는 주파수성분추출수단; 동일 또는 유사한 주파수 성분 이외의 것을 움직임 성분으로 규정하는 규정수단; 및 모든 추출된 정보에 관한 확률표시를 수행하는 표시수단;을 포함하여 구성될 수 있다. 상기 노이즈 분별 필터링 장치는 움직임에 관한 ECG 신호에 대한 데이터 측정 시간의 주기는 측정 동물의 최대 맥박 주기보다 빠르도록 진행하고, 감시를 위하여 느린 주기의 윈도우 과정을 진행할 수 있다.

- [0046] 도 4는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터링 방법을 나타낸 것이다. 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터링 방법은 일정 주기 신호 추출 단계(S410), 주파수 영역 신호 변환 단계(S420), 이전 윈도우 신호 및 정보 저장 단계(S430), 신호 분석 및 정보 추출 단계(S440), 윈도우 신호 및 정보 업데이트 단계(S450), 및 노이즈 신호 추출 및 필터링 단계(S460)을 포함하여 구성된다.
- [0047] 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터링 방법은 포착된 ECG 신호로부터 일정 주기의 일정 데이터를 분석 처리하여 일정 주기 신호를 추출하는 일정 주기 신호 추출 단계; 일정 주기 신호를 주파수 영역 신호로 변환하는 주파수 영역 신호 변환 단계; 이전 윈도우 신호 및 정보를 이용하여 주파수 영역 신호로 변환된 일정 주기 신호로부터 신호 분석 및 정보 추출을 수행하는 신호 분석 및 정보 추출 단계; 윈도우 신호 및 정보를 업데이트하는 윈도우 신호 및 정보 업데이트 단계; 및 신호 분석 및 정보 추출로 생성된 신호 관련 정보를 정보화하여 이전의 정보를 기반으로 현재의 정보를 대입하여 이상 신호와 정상적인 신호를 구분하는 노이즈 신호 추출 및 필터링 단계;를 포함한다.
- [0048] 이하에서는 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터링 방법의 각 단계별로 설명한다.
- [0049] 일정 주기 신호 추출 단계(S410)에서는 입력되는 ECG 신호로부터 일정 주기 일정 데이터를 분석 처리하여 일정 주기 신호를 추출한다.
- [0050] 주파수 영역 신호 변환 단계(S420)에서는 일정 주기 신호를 주파수 영역 신호로 변환한다.
- [0051] 이전 윈도우 신호 및 정보 저장 단계(S430)에서는 윈도우 신호 및 정보를 저장한다.
- [0052] 신호 분석 및 정보 추출 단계(S440)에서는 이전 윈도우 신호 및 정보를 이용하여 주파수 영역 신호로 변환된 일정 주기 신호로부터 신호 분석 및 정보 추출을 수행한다. 이를 위해 ECG 신호와 노이즈 신호를 분리 후 다음 주기 신호 추출 작업에서 이전 신호 정보를 이용하여, 현재 신호에 관한 분석 및 정보 처리를 진행한다.
- [0053] 윈도우 신호 및 정보 업데이트 단계(S450)에서는 윈도우 신호 및 정보를 업데이트한다.
- [0054] 노이즈 신호 추출 및 필터링 단계(S460)에서는 노이즈 신호 추출과 지속적인 적응 필터링을 수행한다. ECG 신호는 다른 신호와 달리 급격한 증가나 감소를 하지 않으며, 노이즈 성분은 전 처리 신호 정보와 비교하였을 경우, 일정한 규칙성을 가질 수가 없다. 각 신호 분석 및 정보 추출신호를 정보화하여 이전의 정보를 기반으로 현재의 정보를 대입할 경우, 이상 신호와 정상적인 신호는 구분 할 수 있다.
- [0055] 도 5는 움직임이 포함된 FFT 신호를 도시한 것이다. 도 5와 같이 움직임이 포함된 FFT 신호(신호 1에서 신호 4)에서 보면, ECG 신호와 노이즈(Noise)의 신호 구분이 모호하며, 판별하기가 힘들다. 그러나 본 발명에서는 측정 시간이 다른 동일한 개체에 관하여 FFT한 결과를 겹쳐서 확인함으로써, ECG신호와 Noise 신호를 구분할 수 있다. ECG신호와 Noise 신호를 구분하는 방법에 대해서 이하의 도 6-12를 참조하여 설명한다.
- [0056] 도 6은 정보화 신호로부터 유사한 정보 패턴과 유사하지 않는 패턴을 도출하는 과정을 도시한 것이다.
- [0057] 도 6에서 보듯이, ECG에 대한 정보화 신호(610_1부터 610_4)가 노이즈 성분이 거의 없는 정상 신호인 경우에, 정상 신호 1(620_1)부터 정상 신호4(620_4)까지의 패턴은 서로 유사한 정보 패턴(640)을 보이며, 정보화 신호가 노이즈 성분을 포함한 비정상 신호인 경우에, 비정상 신호 1(630_1)부터 비정상 신호4(630_1)까지의 패턴은 서로 유사하지 않은 정보 패턴(650)을 보인다.
- [0058] 정보화 신호는 다음의 수학적 식 1과 같이 표현될 수 있다.

수학적 식 1

$$S(n)=N(n)+X(n)$$

[0059]

여기서, S(n) : n차 신호 정보,

[0060]

N(n) : ECG 신호 정보,

[0061]

X(n) : 노이즈 신호 정보

[0062]

- [0063] n: 자연수
- [0064] 정보화 신호가 4개인 경우 신호의 합은 다음의 수학적 식 2와 같이 표현될 수 있다.
- 수학적 식 2
- [0065]
$$\Sigma S(4) = N(1) + X(1) + N(2) + X(2) + N(3) + X(3) + N(4) + X(4)$$
- [0066] 여기서, $N(1) = N(2) = N(3) = N(4)$ 이므로,
- [0067]
$$\Sigma S(4) = 4N(1) + X(1) + X(2) + X(3) + X(4)$$
- [0068] 수학적 식 2에서 보듯이, 정보화 신호의 합에 의해 ECG 신호에 관한 정보는 더 커지며, 노이즈에 관한 정보는 줄어들게 된다.
- [0069] 마지막으로 추출된 정보화 신호 데이터를 S(N)이라고 할 때,
- [0070]
$$S(N) = N(N) + X(N)$$
 이,
- [0071] 추출된 윈도우 데이터의 ECG 신호 정보를 N(W)라고 할 때
- [0072] 두 개의 데이터를 동시에 대입할 경우,
- [0073]
$$N(N) + X(N) - N(W) = X(N)$$
 이라는 노이즈 성분만 남게 된다.
- [0074] 도 7은 윈도우 신호 재구성 과정을 도시한 것이다.
- [0075] 도 7에서 보듯이, 윈도우 신호 재구성 과정은 신호 추출 단계(S710), 신호 확률 계산 단계(720), 확률 비교 단계(S730), 윈도우 신호 재구성 및 통지 단계(S740) 및 윈도우 정보 업데이트 단계(S750)를 포함하여 구성된다.
- [0076] 신호 추출 단계(S710)에서는 ECG 신호를 새로이 추출한다.
- [0077] 신호 확률 계산 단계(720)에서는 새로이 추출된 신호에 대해 윈도우 신호와 주파수 성분을 비교 분석하고, 신호의 동일성 확률로 표시하고, 움직임 노이즈 신호를 제거한다. ECG 신호는 지속적으로 변화하므로, N(n-1)와 N(n)이 동일하다고 볼 수는 없다. 그러나, N(n-1)과 N(n)은 유사한 주파수 성분을 가지게 되며, 각각 ECG 신호마다 동일성에 관한 정보를 백분율로 환산하여 표시함으로써, 정보 판단자가 정보에 대한 오류 판단을 할 수 있다.
- [0078] 확률 비교 단계(S730)는 동일성 확률이 낮은 확률인지를 판단한다. 확률 값을 미리 설정된 문턱값(Threshold) 값과 비교하여 동일성 확률이 낮은지 여부를 판단한다.
- [0079] 윈도우 신호 재구성 및 통지 단계(S740)에서는 동일성 확률이 낮은 경우에 수행되는데, 윈도우 신호를 재구성하고, 신호 재구성 정보를 사용자가 인지하도록 디스플레이 화면을 통해 표시한다.
- [0080] 윈도우 정보 업데이트 단계(S750)에서는 동일성 확률이 낮지 않은 경우에 수행되는데, 윈도우 정보를 업데이트한다.
- [0081] 도 8은 정보화 신호의 데이터 측정 시간과 시작 시점을 도시한 것이다. 도 8에 도식화 한 것처럼 측정하고자 하는 동물의 ECG의 정보화 신호(810~850)의 최대 주기 보다 T의 주기를 빠르게 하여, 움직임 노이즈로 인하여 발생할 수 있는 신호처리의 오류를 줄이고자 한다. T의 주기를 빠르게 함으로써, 규칙성이 없는 움직임의 데이터는 연속적인 주파수 성분을 가지지 않지만, ECG와 연관된 주파수 성분은 규칙성을 가지게 된다.
- [0082] 일정 규칙성을 가지는 움직임의 성분에 의해서, 오류 윈도우와 오류 성분을 표시 할 수 있는 것을 방지하기 위해서, 데이터 측정 시간(DT)의 주기를 상대적으로 긴 것과 짧은 것 두가지를 두어 두가지 데이터에서 나오는 윈도우 추출 신호를 비교하여 확률 증가와 감소에 더하며, 두가지 데이터의 차가 심할 경우, 사용자에게 인지 할 수 있도록 하며, 윈도우 신호 추출을 다시 하도록 한다.

- [0083] 이하에서는 본 발명의 노이즈 분별 필터링 방법을 설명한다.
- [0084] 본 발명에 따른 노이즈 분별 필터링 방법은 움직임에 관한 ECG신호에서 정확한 신호 데이터 추출을 위하여,
- [0085] 제1단계로, ECG신호를 FFT 주파수 영역으로 신호 변환을 수행한다.
- [0086] 제2단계로, FFT 영역에서 주파수 성분 분석을 수행한다.
- [0087] 제3단계로, 윈도우 신호를 통해 동일 또는 유사한 주파수 성분 추출을 수행한다.
- [0088] 제4단계로, 동일 또는 유사한 주파수 성분의 것을 움직임 성분으로 규정한다.
- [0089] 제5단계로, 데이터 측정 시간의 주기는 측정 동물의 최대 맥박 주기보다 빠르게 진행한다.
- [0090] 제6단계로, 감시를 위하여 느린 주기의 윈도우 과정을 진행하여 감시한다.
- [0091] 제7단계로, 모든 추출된 정보에 관한 확률표시를 수행한다.
- [0092] 도 9는 FFT ECG 신호를 겹치게 표시한 것이다.
- [0093] 도 9에서 보듯이, 동일 개체에 대해서 차등의 시간을 두고, ECG 신호의 일정 구간을 주파수 영역으로 변경하여 겹쳐서 표기하면 일정 부분이 겹치게 표시되는데, 연속적으로 겹치는 부분이 ECG에 관련된 신호 성분임을 알 수가 있다.
- [0094]
- [0095] 도 10은 추출된 ECG성분과 노이즈 성분을 시간축으로 표시한 것이다.
- [0096] 도 10(a)는 추출된 ECG 성분외의 노이즈 성분만을 시간축 변화로 다시 변경하여 표시한 것이고, 도 10(b)는 추출된 ECG성분 만을 시간축 변화로 다시 변경하여 표시한 것이다.
- [0097] 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호에서의 노이즈 분별 필터링 방법은 디지털로 변환된 ECG 신호를 필터를 통하여 1차적으로 노이즈를 제거하며, 제거된 노이즈 성분에서 움직임에 관한 성분을 제거하기 위해서 주파수 영역으로 변환하는 신호구간을 생성하며, 전 처리 생성 주파수 영역과의 주파수 성분과 크기 변화 과정을 거쳐, 움직임에 의한 노이즈 신호와 ECG 신호를 구분하는 노이즈제거단계; 및 ECG 신호에 대한 짧은 변환 구간과 긴 변환 구간 간 데이터 동등성을 비교하여 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 인덱스 재구성단계를 포함할 수 있다.
- [0098] 상기 인덱스 재구성단계는 짧은 변환 구간과 긴 변환 구간에서 각각 포착된 ECG 신호들에 대해 FFT 주파수 영역으로 신호 변환을 수행하는 주파수 영역 신호 생성 단계; 변환된 신호의 주파수 크기와 주파수를 인덱스화 시켜 인덱스 데이터를 생성하는 인덱스화 단계; 생성된 인덱스 데이터와 기존의 인덱스 데이터를 이용하여 맥박 성분을 조사하는 맥박 성분 조사 단계; 조사된 맥박 성분을 이용하여 맥박 성분을 도출하는 맥박성분 도출 단계; 도출된 맥박 성분을 이용하여 인덱스 데이터를 재구성하는 인덱스 데이터 재구성 단계; 맥박 성분 도출 단계에서 도출된 맥박 성분과 기존의 인덱스 데이터를 비교하여 유사성을 조사하는 유사성 조사 단계; 인덱스 데이터 재구성 단계에서 재구성한 인덱스 데이터들을 서로 비교하여 데이터 동등성 여부를 판단하는 인덱스 데이터 동등성 비교 단계; 및 인덱스 데이터 동등성 비교 단계에서 데이터가 서로 동등하지 않은 것으로 판단한 경우에는 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 인덱스 데이터 재구성화 작업 단계를 수행할 수 있다. 상기 인덱스 재구성단계는 유사성 조사 단계에서 유사성 조사 결과 유사성이 없는 경우에는 사용자가 인식할 수 있도록 디스플레이 수단에 유사성 여부에 대한 정보를 표시하는 사용자 고지 단계;를 더 포함할 수 있다.
- [0099] 이하에서는 상기 인덱스 재구성단계를 보다 더 구체적으로 설명한다.
- [0100] 도 11은 짧은 변환 구간과 긴 변환 구간 간 데이터 동등성을 비교하여 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 과정의 일 예를 도시한 것이다. 상기 인덱스 재구성단계는 짧은 변환 구간과 긴 변환 구간 간 데이터 동등성을 비교하여 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 과정이다. 도 11에서 보듯이, 다른 시간축을 가진 데이터의 인덱스 값을 비교하여, 서로 감시 할 수 있도록 한다.
- [0101] 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 과정은 짧은 변환 구간과 긴 변환 구간별로 각각 인덱스 데이터 재구성 과정을 수행하여 인덱스 값을 비교하여 데이터 동등성을 비교하여 동등하지 않을 경우 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하게 된다.

- [0102] 이하에서 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 과정을 설명한다.
- [0103] 도 11에서 보듯이, 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행하는 과정은 짧은 변환 구간에 대한 처리를 위해 주파수 영역 신호 생성 단계(S1110), 인덱스화 단계(S1120), 맥박 성분 조사 단계(S1130), 맥박성분 도출 단계(S1140), 인덱스 데이터 재구성 단계(S1150), 기존 인덱스 데이터 적용 단계(S1160), 유사성 조사 단계(S1170), 사용자 고지 단계(S1180)를 포함하고, 긴 변환 구간에 대한 처리를 위해 주파수 영역 신호 생성 단계(S1111), 인덱스화 단계(S1121), 맥박 성분 조사 단계(S1131), 맥박성분 도출 단계(S1141), 인덱스 데이터 재구성 단계(S1151), 기존 인덱스 데이터 적용 단계(S1161), 유사성 조사 단계(S1171), 사용자 고지 단계(S1181)를 포함하고, 인덱스 데이터 동등성 비교 단계(S1190), 인덱스 데이터 재구성화 작업 단계(S1200)를 더 수행한다.
- [0104] 주파수 영역 신호 생성 단계(S1110, S1111)에서는 입력된 ECG 신호에 대해 FFT 주파수 영역으로 신호 변환을 수행한다. 입력된 ECG 신호는 짧은 변환 구간과 긴 변환 구간에서 각각 획득된 것이다.
- [0105] 인덱스화 단계(S1120, S1121)에서는 변환된 신호의 주파수 크기와 주파수를 인덱스화 시켜 인덱스 데이터를 생성한다.
- [0106] 맥박 성분 조사 단계(S1130, S1131)에서는 생성된 인덱스 데이터와 기존의 인덱스 데이터를 이용하여 맥박 성분을 조사한다.
- [0107] 맥박성분 도출 단계(S1140, S1141)에서는 조사된 맥박 성분을 이용하여 맥박 성분을 도출한다.
- [0108] 인덱스 데이터 재구성 단계(S1150, S1151)에서는 도출된 맥박 성분을 이용하여 인덱스 데이터를 재구성한다.
- [0109] 기존 인덱스 데이터 적용 단계(S1160, S1161)에서는 기존의 인덱스 데이터를 맥박 성분 조사 단계와 유사성 조사 단계로 보내게 된다.
- [0110] 유사성 조사 단계(S1170, S1171)에서는 맥박 성분 도출 단계에서 도출된 맥박 성분과 기존의 인덱스 데이터를 비교하여 유사성을 조사한다.
- [0111] 사용자 고지 단계(S1180, S1181)에서는 유사성 조사 결과 유사성이 없는 경우에는 사용자가 인식할 수 있도록 고지한다. 고지 수단으로 디스플레이 수단에 유사성 여부에 대한 정보를 표시할 수 있다.
- [0112] 인덱스 데이터 동등성 비교 단계(S1190, S1191)에서는 인덱스 데이터 재구성 단계(S1150, S1151)에서 재구성한 인덱스 데이터들을 서로 비교하여 데이터 동등성 여부를 판단한다.
- [0113] 인덱스 데이터 재구성화 작업 단계(S1200)에서는 데이터가 서로 동등하지 않을 경우에는 인덱스 데이터 재구성화 작업을 수행한다.
- [0114] 도 12는 맥박 성분 조사 과정의 일 예를 나타낸 것이다.
- [0115] 도 12에서 보듯이, 도 11에서의 맥박 성분 조사 단계는 다음과 같은 세부 단계를 거치게 된다. 맥박 성분 조사 단계(S1130, S1131)에서는 생성된 인덱스 데이터와 기존의 인덱스 데이터를 이용하여 맥박 성분을 조사한다. 이를 위해 맥박 성분 조사 단계는 퓨리에 연산 단계(S1210), 데이터 버퍼화 단계(S1220), 확률값 계산 단계(S1230), 최대 확률값 도출단계(S1240) 및 시간축으로 데이터 변경단계(S1250)를 포함하여 구성된다.
- [0116] 퓨리에 연산 단계(S1210)에서는 입력된 인덱스 데이터를 FFT 연산을 수행한다. 데이터 버퍼화 단계(S1220)에서는 주파수 크기에 의한 데이터 버퍼링을 수행한다. 확률값 계산 단계(S1230)에서는 버퍼링된 데이터의 확률값을 계산한다. 최대 확률값 도출단계(S1240)에서는 계산된 확률값들을 이용하여 최대 확률값을 도출한다. 시간축으로 데이터 변경단계(S1250)에서는 역변환을 통하여 시간축 데이터로 변경한다.
- [0117] 도 13은 다른 일실시예에 따른 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법을 나타낸 것이다.
- [0118] 본 발명의 다른 일실시예에 따른 심전도 신호의 노이즈 제거를 위한 노이즈 분별 필터링 장치에 의한 필터링 방법은 전극을 통해 포착된 원시 ECG 신호에 대해 주파수 영역에서의 신호 분석을 수행하는 신호분석단계(S1300); 및 상기 신호 분석 결과를 이전의 신호분석 결과와 연속적으로 비교하여 일정한 신호 패턴과 불규칙한 신호 패턴을 구분하며, 상기 신호에 대한 학습을 통하여 신호에 대한 구분 능력이 증가되는 패턴구분단계(S1400);를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0119] 상기 신호분석단계(S1300)는 포착된 원시 ECG 신호를 일정 주파수 범위 이내로 필터링하고, 필터링된 ECG 신호

를 믹서부와 주파수 영역 신호 변환부로 전송하는 디지털 필터링 단계(S1310); 필터링된 ECG 신호를 주파수 영역 신호로 변환하는 주파수 영역 신호 변환 단계(S1320); 변환된 주파수 영역 신호에서 노이즈 신호를 추출하는 노이즈 신호 추출단계(S1330); 상기 필터링된 ECG 신호와 추출된 노이즈 신호를 입력받고, 필터링된 ECG 신호에서 추출된 노이즈 신호를 제거하여 출력하는 믹싱 단계(S1340); 및 상기 노이즈 제거된 ECG 신호를 수신하여 저장수단 또는 디스플레이로 전송하는 출력단계(S1350);를 포함하여 구성될 수 있다.

[0120] 상기 패턴구분단계(S1400)는 신호 분석 결과를 비교하는 ECG 신호가 복수개(N개)인 경우, ECG에 대한 정보화 신호가 노이즈 성분이 거의 없는 정상 신호인 경우에, 정상 신호 1부터 정상 신호N(N은 자연수)까지의 패턴은 서로 유사한 정보 패턴을 보이며, ECG 신호가 노이즈 성분을 포함한 비정상 신호인 경우에, 비정상 신호 1부터 비정상 신호N까지의 패턴은 서로 유사하지 않은 정보 패턴을 보이게 된다.

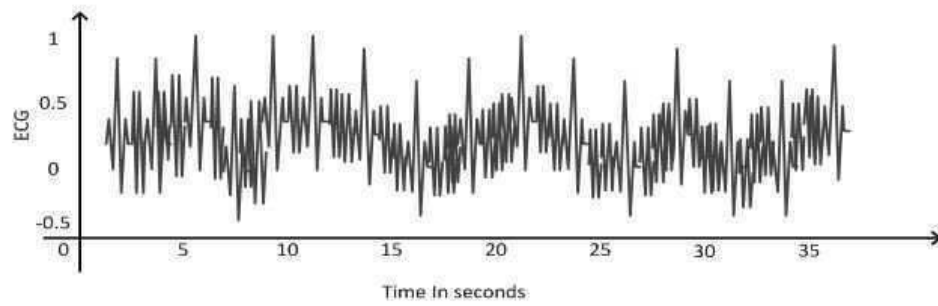
[0121] 한편, 본 발명의 실시예에 따른 위성 필터링 방법은 다양한 전자적으로 정보를 처리하는 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 저장 매체에 기록될 수 있다. 저장 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다.

[0122] 저장 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 소프트웨어 분야 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 저장 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media) 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 전자적으로 정보를 처리하는 장치, 예를 들어, 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.

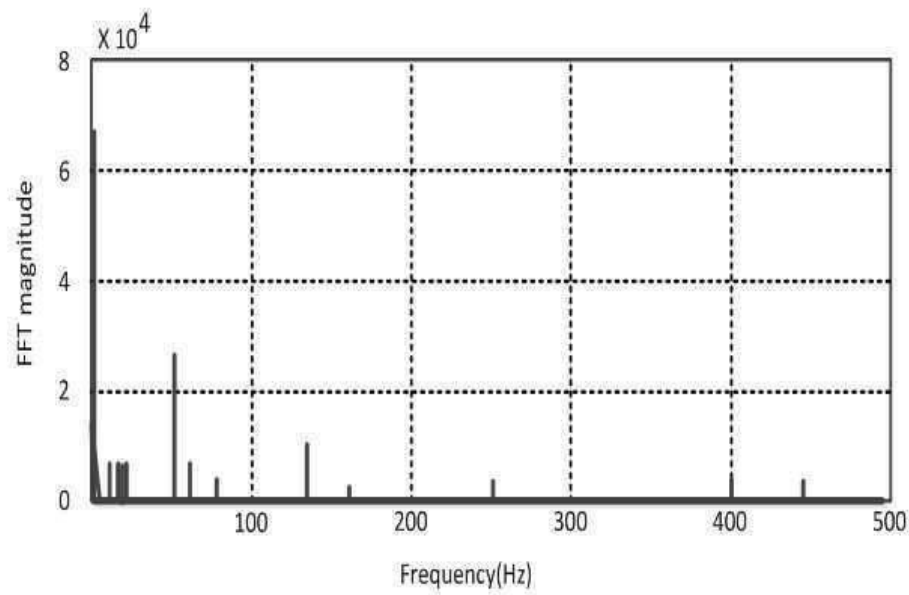
[0123] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

도면

도면1

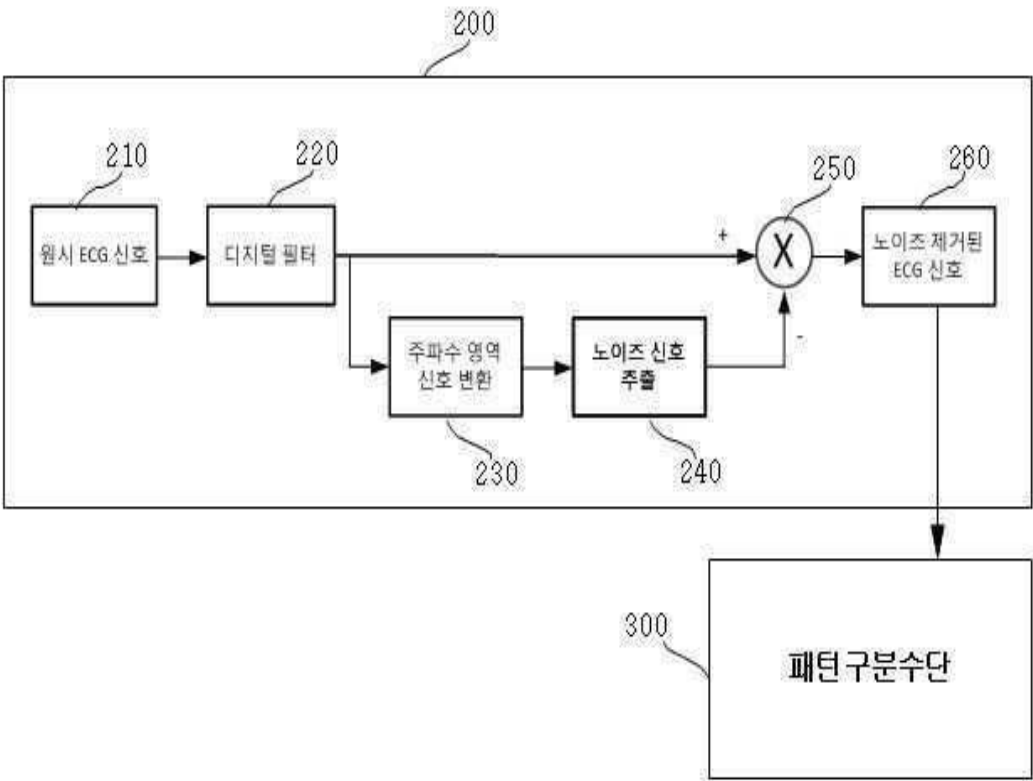


(a)

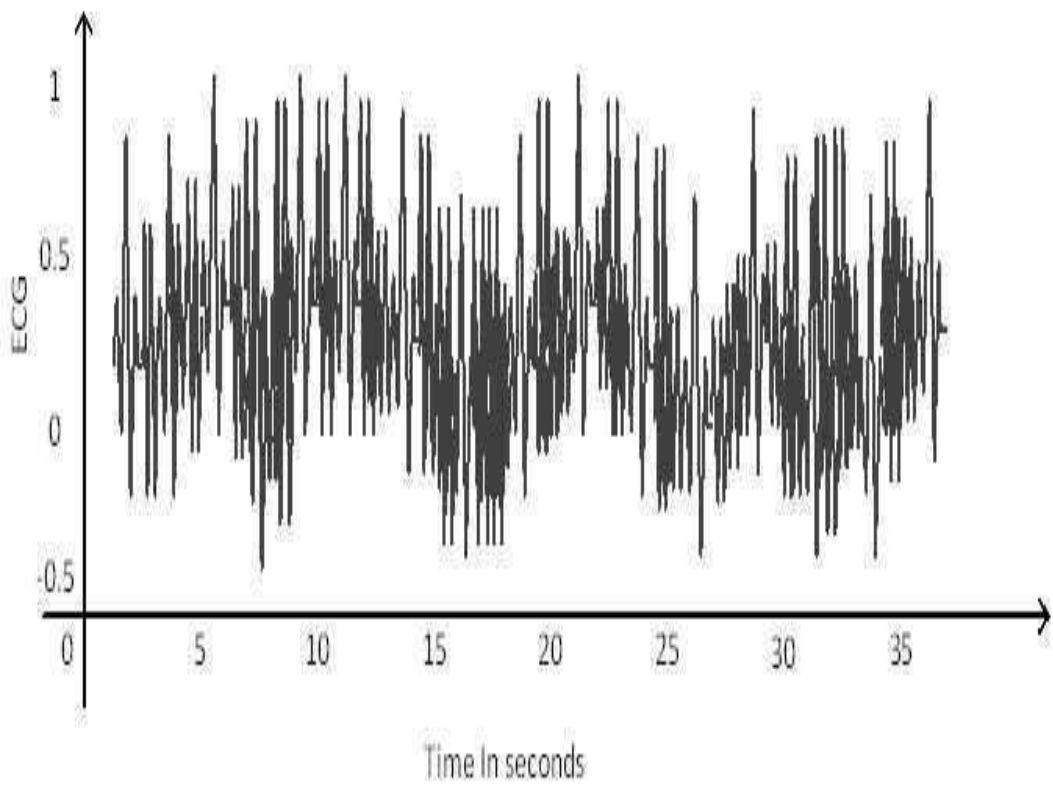


(b)

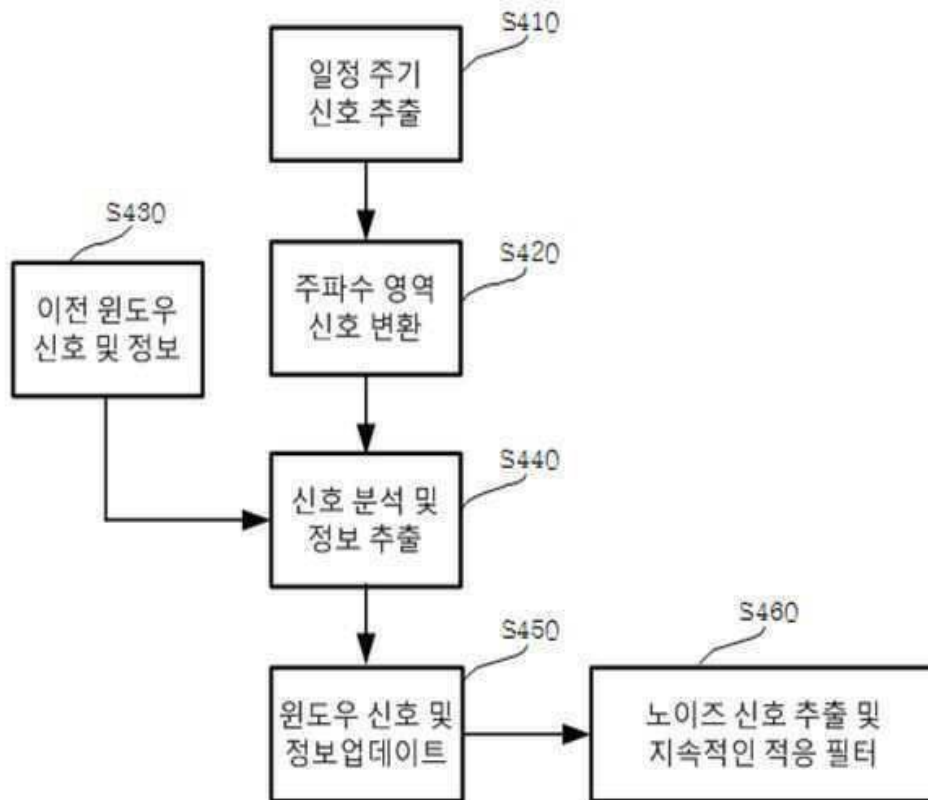
도면2



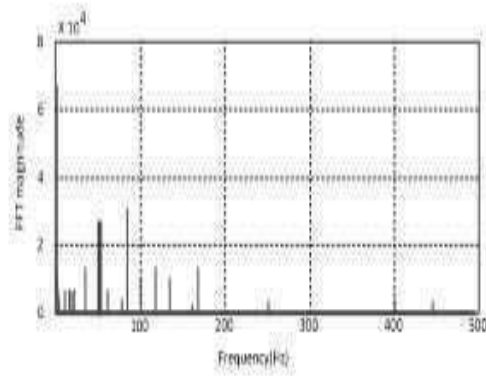
도면3



도면4

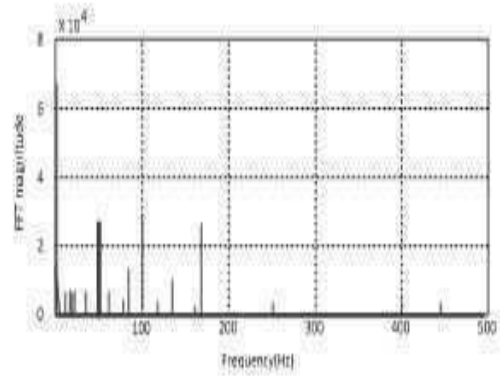


도면5



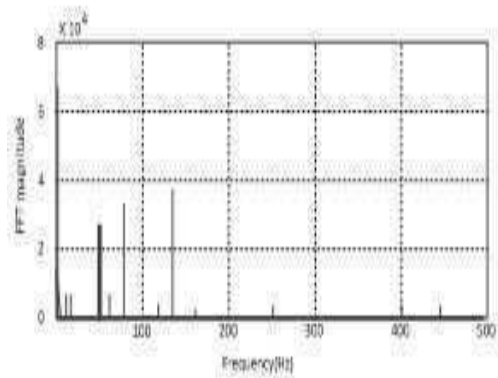
FFT ECG 신호 1

(a)



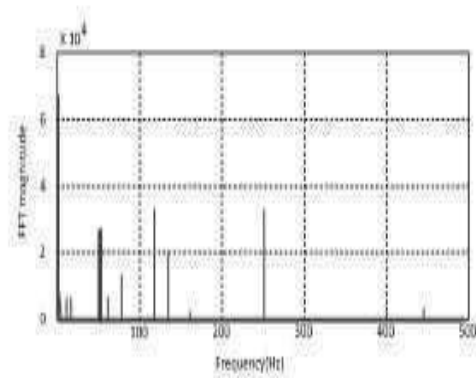
FFT ECG 신호 2

(b)



FFT ECG 신호 3

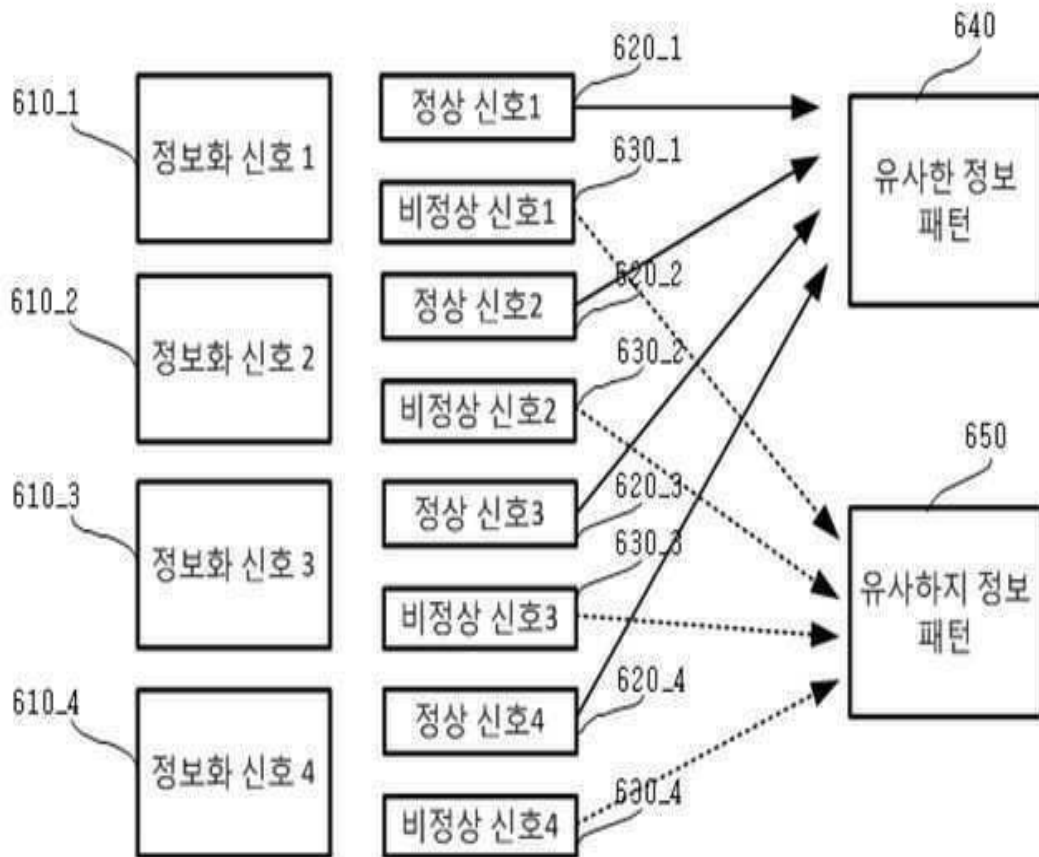
(c)



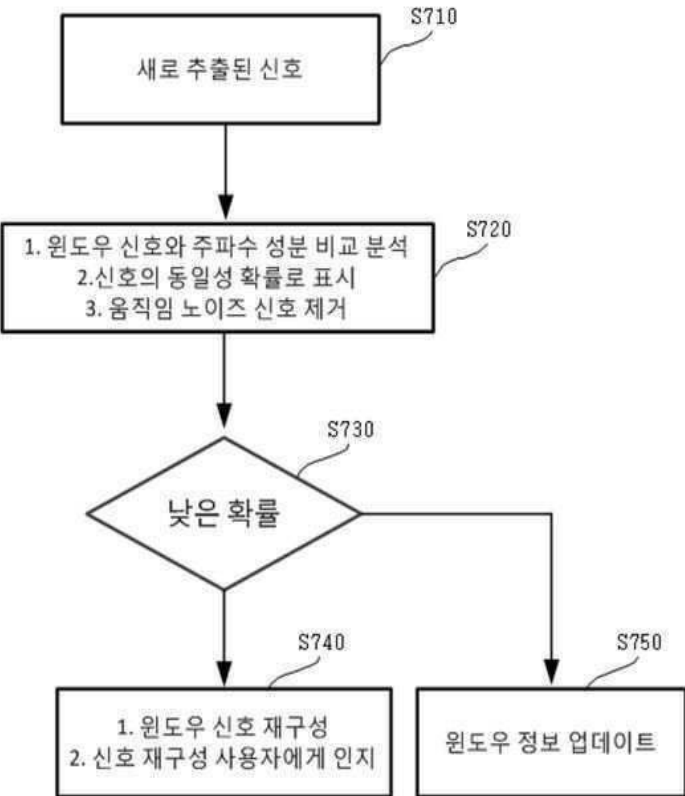
FFT ECG 신호 4

(d)

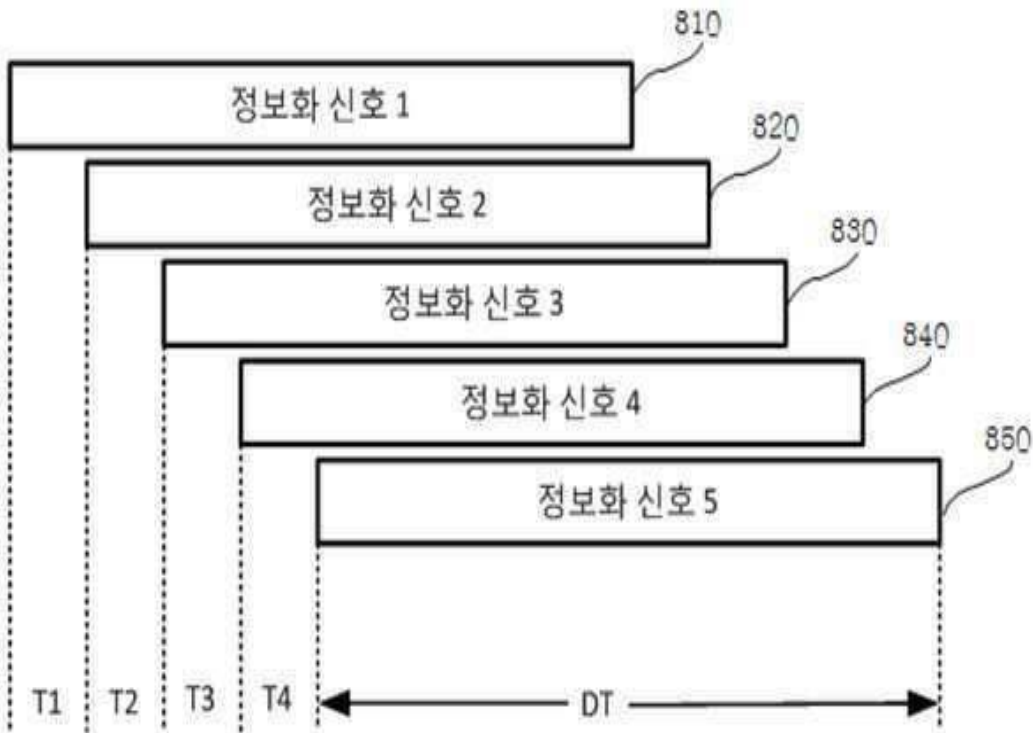
도면6



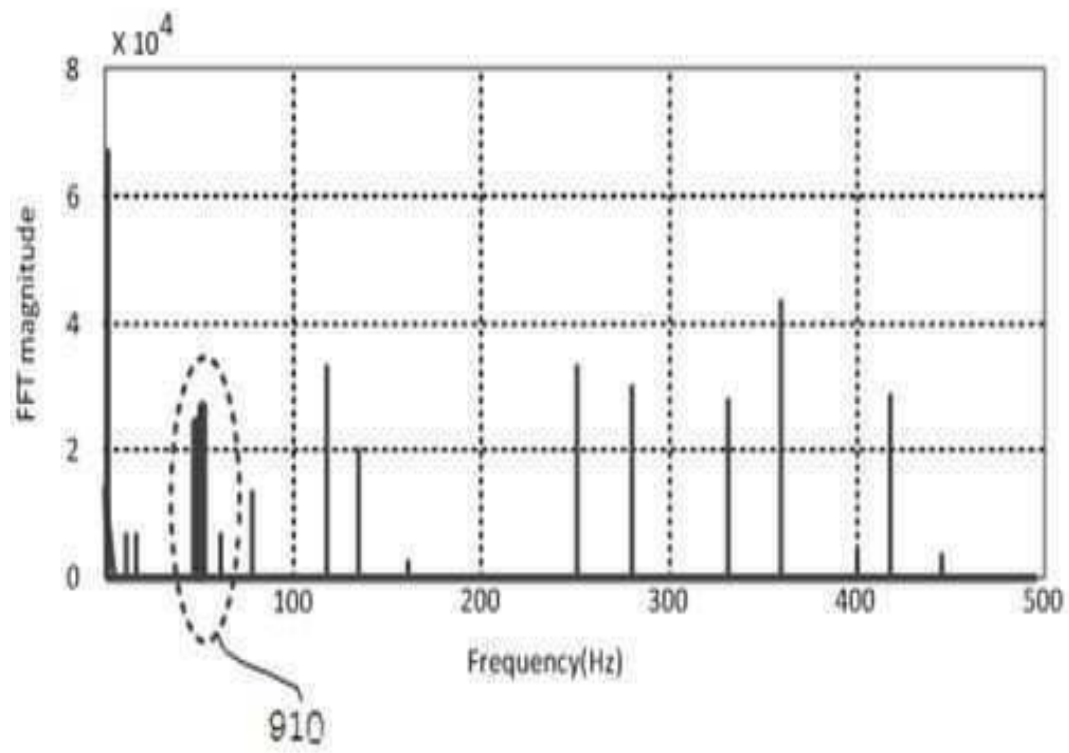
도면7



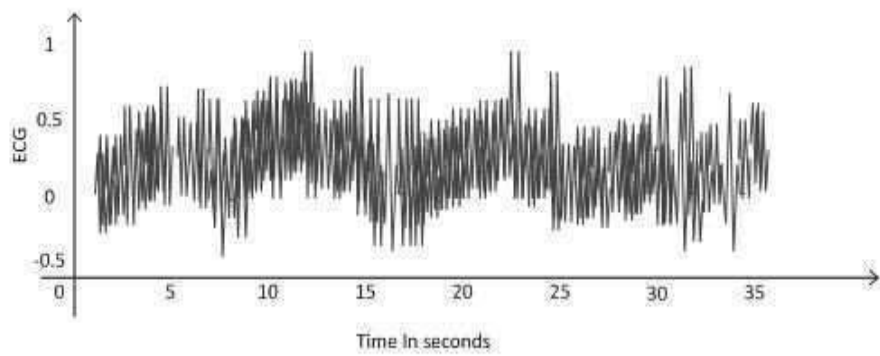
도면8



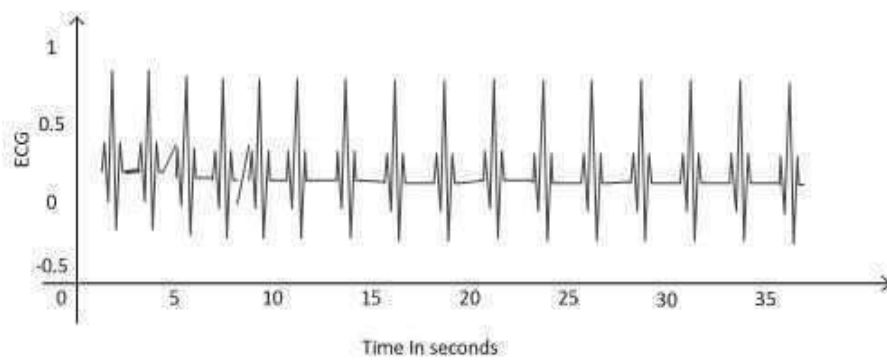
도면9



도면10

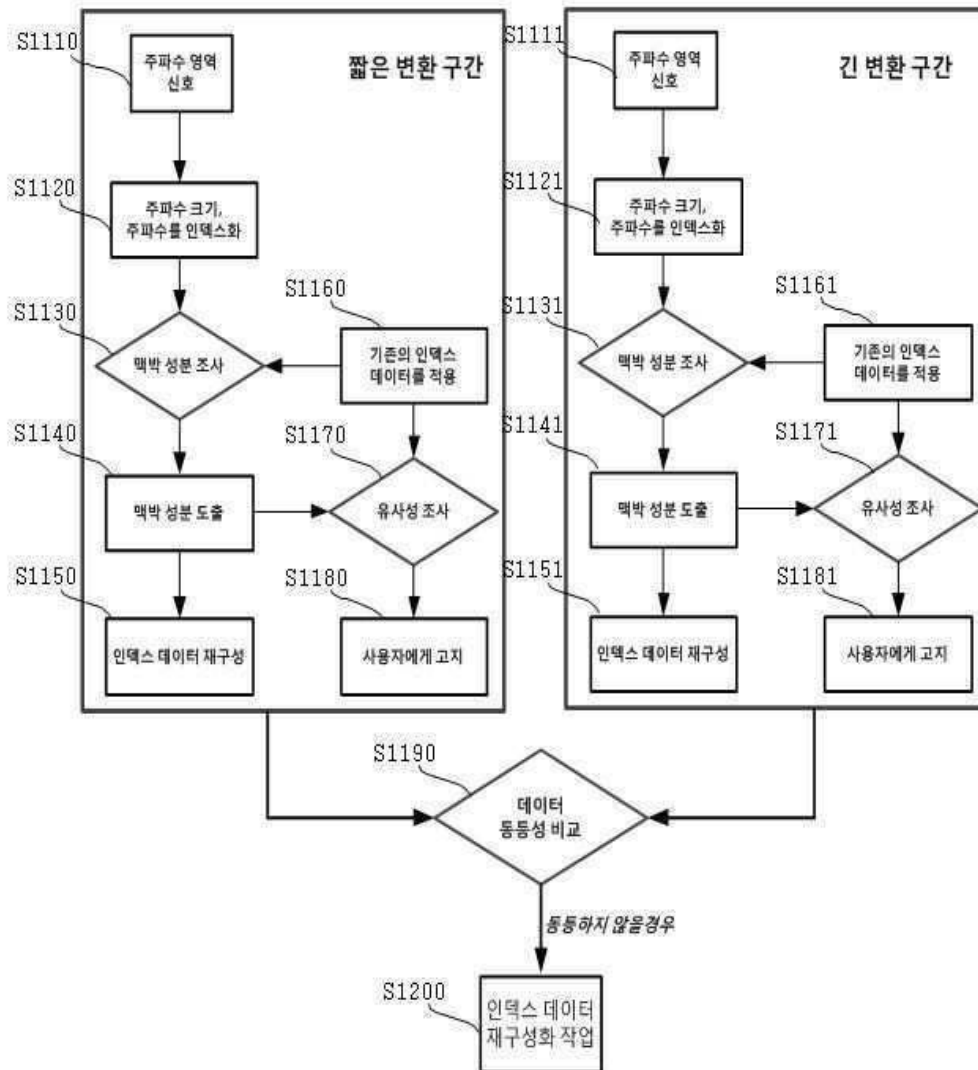


(a)

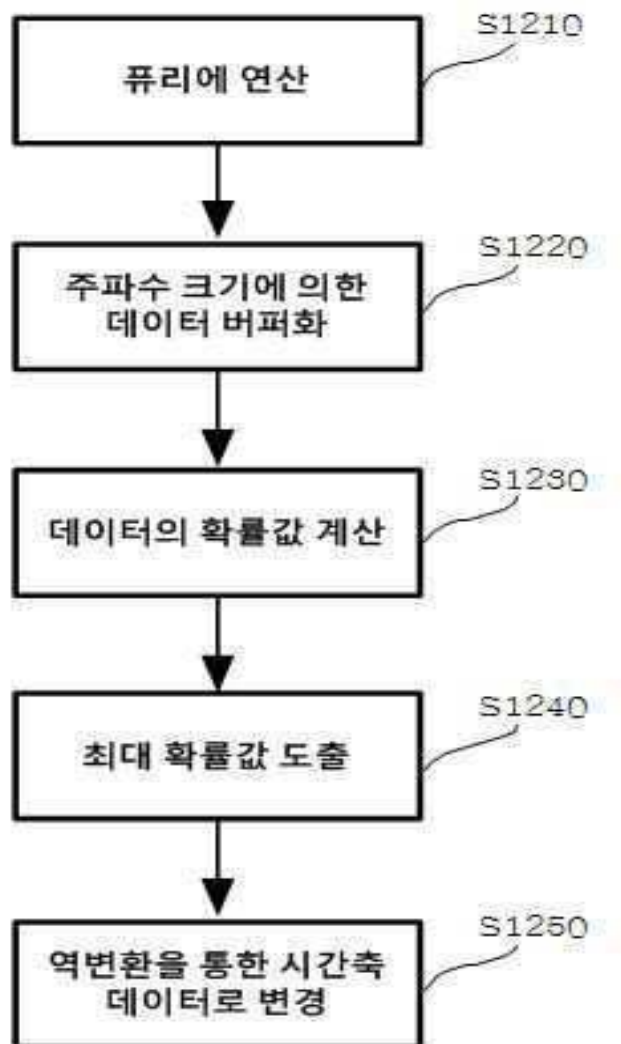


(b)

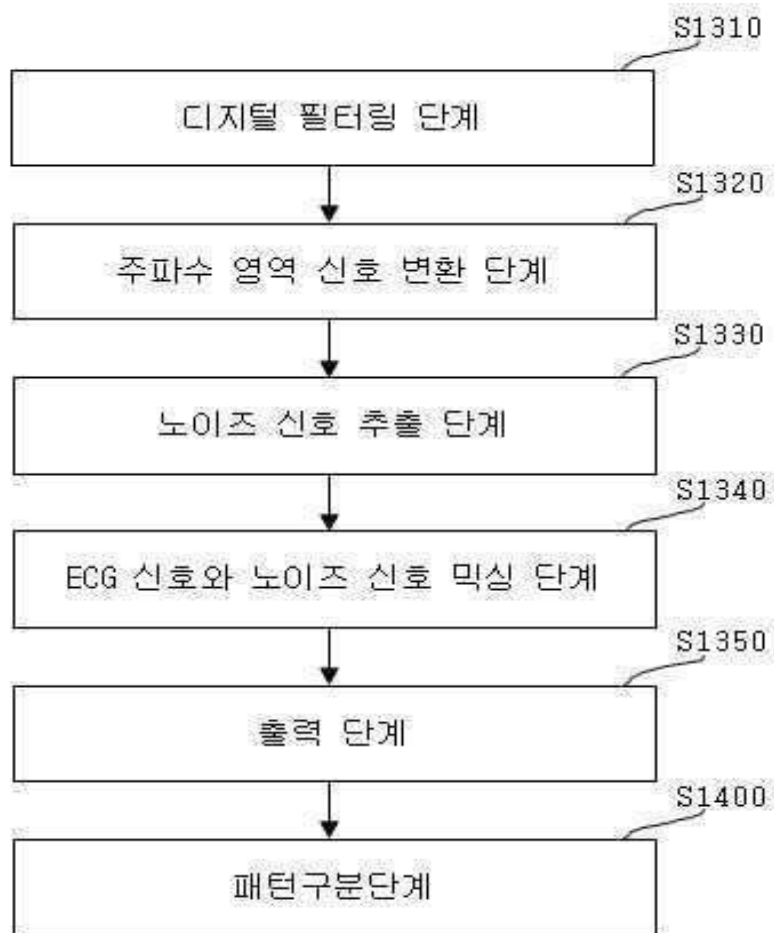
도면11



도면12



도면13



专利名称(译)	心电图机中的噪声抑制滤波器及其滤波方法		
公开(公告)号	KR102093257B1	公开(公告)日	2020-03-25
申请号	KR1020170136511	申请日	2017-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	佚名.		
申请(专利权)人(译)	佚名.		
当前申请(专利权)人(译)	佚名.		
[标]发明人	이명해		
发明人	이명해		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/7267 A61B5/0402 A61B5/7225 A61B5/7257		
审查员(译)	金晟 - 匈奴		
其他公开文献	KR1020190044275A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

噪声鉴别滤波器装置及其滤波方法技术领域本发明涉及一种噪声鉴别滤波器装置及其滤波方法，更具体地，涉及一种用于去除或减少心电图（ECG）信号中的噪声的噪声鉴别滤波器装置及其滤波方法。根据本发明的实施例，一种用于去除ECG信号的噪声的噪声鉴别滤波器装置包括：信号分析装置，其对于通过电极捕获的原始ECG信号在频率区域中执行信号分析；模式识别装置通过连续地将信号分析结果与先前的信号分析结果进行比较，并通过学习信号来提高信号的识别能力，从而识别出规则信号模式和不规则信号模式。一种以概率方式表明信号准确性的手段；信号监视装置使用两个不同的时间段。

