



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0018094
(43) 공개일자 2020년02월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/7203 (2013.01)
A61B 5/04012 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0093886
(22) 출원일자 2018년08월10일
심사청구일자 2018년08월10일

(71) 출원인
경북대학교 산학협력단
대구광역시 북구 대학로 80 (산격동, 경북대학교)
(72) 발명자
이인수
대구광역시 수성구 범어동, 범어숲 화성파크드림S
103동 1103호
최원철
대구광역시 중구 대봉동 111-1, 청운맨션 8동 31
1호
최정태
대구광역시 수성구 명덕로 455, 수성 3가 롯데캐
슬 106동 2403호
(74) 대리인
김일환

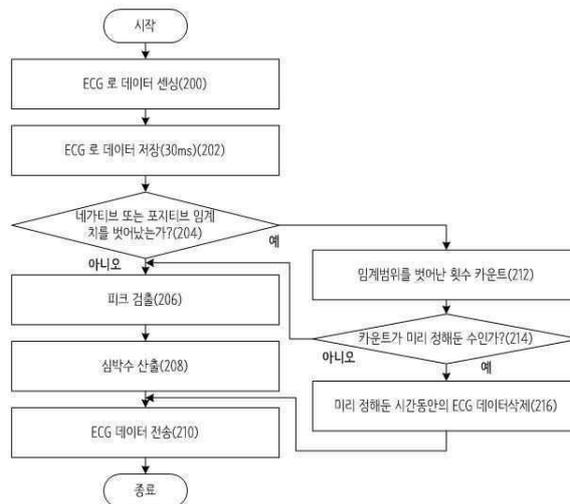
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치 및 방법**

(57) 요약

본 발명에 따르는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치는, 전도성 섬유로 제작된 손목형 ECG 전극들; 상기 손목형 ECG 전극들로부터 제공되는 ECG 신호들을 증폭하는 증폭부; 증폭된 ECG 신호들을 입력받아 디지털 데이터로 변환하여 ECG 로 데이터를 생성하는 ECG 신호 처리부; 상기 ECG 로 데이터를 제공받아 저장하는 메모리부; 상기 ECG 로 데이터를 제공받아 상기 메모리부에 저장함과 아울러 미리 정해진 임계범위를 벗어나는지를 체크하고, 상기 임계범위를 벗어나면 횡수를 카운트하고, 상기 횡수가 미리 정해진 수 이상이면, 상기 메모리부에 저장한 ECG 로 데이터 중 미리 정해진 시간에 해당되는 부분을 삭제하는 제어장치;를 구비함을 특징으로 한다.

대표도 - 도16



(52) CPC특허분류

A61B 5/0408 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 2562/16 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치에 있어서,

전도성 섬유로 제작된 손목형 ECG 전극들;

상기 손목형 ECG 전극들로부터 제공되는 ECG 신호들을 증폭하는 증폭부;

증폭된 ECG 신호들을 입력받아 디지털 데이터로 변환하여 ECG 로 데이터를 생성하는 ECG 신호 처리부;

상기 ECG 로 데이터를 제공받아 저장하는 메모리부;

상기 ECG 로 데이터를 제공받아 상기 메모리부에 저장함과 아울러 미리 정해진 임계범위를 벗어나는지를 체크하고, 상기 임계범위를 벗어나면, 상기 메모리부에 저장한 ECG 로 데이터 중 미리 정해진 시간에 해당되는 부분을 삭제하는 제어장치;를 구비함을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치.

청구항 2

노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치에 있어서,

전도성 섬유로 제작된 손목형 ECG 전극들;

상기 손목형 ECG 전극들로부터 제공되는 ECG 신호들을 증폭하는 증폭부;

증폭된 ECG 신호들을 입력받아 디지털 데이터로 변환하여 ECG 로 데이터를 생성하는 ECG 신호 처리부;

상기 ECG 로 데이터를 제공받아 저장하는 메모리부;

상기 ECG 로 데이터를 제공받아 상기 메모리부에 저장함과 아울러 미리 정해진 임계범위를 벗어나는지를 체크하고, 상기 임계범위를 벗어나면 횡수를 카운트하고,

상기 횡수가 미리 정해진 수 이상이면, 상기 메모리부에 저장한 ECG 로 데이터 중 미리 정해진 시간에 해당되는 부분을 삭제하는 제어장치;를 구비함을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 손목형 ECG 전극들은,

LL전극과 RA전극과 LA전극으로 구성되며,

상기 LL전극과 상기 RA전극은 두 손목 중 어느 하나에 부착되며,

상기 LA전극은 두 손목 중 다른 하나에 부착됨을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치.

청구항 4

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 손목형 ECG 전극들은,

PET에 Ag로 무전해 도금된 전도사를 환편기를 이용하여 18 게이지 수준의 밀도로 편직하여 형성된 손목 착용형 밴드에 부분삽입되어 형성됨을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 임계치는 R 피크가 발생하지 않는 두개의 문턱값을 선정하여 베이스 라인(Base Line)을 기준으로 문턱값을 침범하는 피크(peak)가 발생하면 미리 정해진 시간동안의 P-QRS-T 파형을 제거하여 노이즈를 제거하는 것을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치.

청구항 6

노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 검출방법에 있어서,

전도성 섬유로 제작된 손목형 ECG 전극들로부터 제공되는 ECG 신호들을 증폭하는 단계;

증폭된 ECG 신호들을 입력받아 디지털 데이터로 변환하여 ECG 로 데이터를 생성하는 단계; 및

상기 ECG 로 데이터를 제공받아 메모리부에 저장함과 아울러 미리 정해진 임계범위를 벗어나는지를 체크하고, 상기 임계범위를 벗어나면, 상기 메모리부에 저장한 ECG 로 데이터 중 미리 정해진 시간에 해당되는 부분을 삭제하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 검출방법.

청구항 7

노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 검출방법에 있어서,

전도성 섬유로 제작된 손목형 ECG 전극들로부터 제공되는 ECG 신호들을 증폭하는 단계;

증폭된 ECG 신호들을 입력받아 디지털 데이터로 변환하여 ECG 로 데이터를 생성하는 단계; 및

상기 ECG 로 데이터를 제공받아 메모리부에 저장함과 아울러 미리 정해진 임계범위를 벗어나는지를 체크하고, 상기 임계범위를 벗어나면 횡수를 카운트하고, 상기 횡수가 미리 정해진 수 이상이면, 상기 메모리부에 저장한 ECG 로 데이터 중 미리 정해진 시간에 해당되는 부분을 삭제하는 단계;를 구비함을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 검출방법.

청구항 8

제6항 또는 제7항에 있어서,

상기 손목형 ECG 전극들은,

LL전극과 RA전극과 LA전극으로 구성되며,

상기 LL전극과 상기 RA전극은 두 손목 중 어느 하나에 부착되며,

상기 LA전극은 두 손목 중 다른 하나에 부착됨을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 검출방법.

청구항 9

제6항 또는 제7항에 있어서,

상기 손목형 ECG 전극들은,

PET에 Ag으로 무전해 도금된 전도사를 환편기를 이용하여 18 게이지 수준의 밀도로 편직하여 형성된 손목 착용형 밴드에 부분삽입되어 형성됨을 특징으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 검출방법.

청구항 10

제6항 또는 제7항에 있어서,

상기 임계치는 R 피크가 발생하지 않는 두개의 문턱값을 선정하여 베이스 라인(Base Line)을 기준으로 문턱값을 침범하는 피크(peak)가 발생하면 미리 정해진 시간동안의 P-QRS-T 파형을 제거하여 노이즈를 제거하는 것을 특

정으로 하는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 검출방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 ECG 기술에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 사용자가 평소에 착용하는 직물 의류에 센서 전극을 부착하여 일상 생활 중에도 사용자의 정확한 심전도 모니터링을 전혀 이질감없이 측정할 수 있게 하여 사용상의 편의성을 향상시킬 수 있는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 개인의 정신적, 육체적 건강 상태에 대한 관심들이 증가하면서 일상생활 속에서 보다 간편하게 심전도 (Electrocardiogram), 혈압(Blood Pressure) 등의 생체 신호(Vital Sign)들을 모니터링하는 기술들이 발전되어 왔다.

[0003] 또한 생체 신호를 활용하여 다른 생체활동정보를 측정하는 연구도 발전되어 왔다. 그중 심전도는 여러 종류의 생체 신호 중의 기본이 되는 생체 신호로서 심장의 전기적인 움직임을 2차원의 그래프로 표현한 것이다.

[0004] 일반적인 측정방법은 Ag-AgCl 전극을 심장에 부착하거나 손목과 발목에 전극을 부착시켜 심전도를 측정하거나, 적외선 과장대역 빛을 손가락이나 피부조직에 조사하여 반사되거나 또는 투과된 빛의 양을 검출하는 광혈류 측정기(photoplethysmography, PPG)를 부착하여 측정하였다.

[0005] 최근에 웨어러블(Wearable) 시장이 급격하게 성장하면서 스마트 워치, 스마트 밴드 등에도 PPG 센서를 장착하여 사용자가 평소에 건강관리를 할 수 있도록 심박수를 측정하고 있지만, 제품을 의식적으로 착용 또는 장착을 하여야 했다. 이러한 행위들이 장기적인 심박 관리에 방해 요소가 되었으며, 잦은 배터리 충전이나 어려운 조작은 사용자의 피로도까지 상승시키는 문제가 있었다.

[0006] 이에 종래에는 사용자의 심전도를 이질감없이 모니터링할 수 있게 하는 기술의 개발이 절실히 요망되었다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0007] (특허문헌 0001) 대한민국 특허공개 제1020090102943호
- (특허문헌 0002) 대한민국 특허공개 제1020160014282호
- (특허문헌 0003) 대한민국 특허공개 제1020150014411호
- (특허문헌 0004) 대한민국 특허공개 제1020000050493호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 사용자가 평소에 착용하는 직물 의류에 센서 전극을 부착하여 일상 생활 중에도 사용자의 정확한 심전도 모니터링을 전혀 이질감없이 측정할 수 있게 하여 사용상의 편의성을 향상시킬 수 있는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치 및 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따르는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치는, 전도성 섬유로 제작된 손목형 ECG 전극들; 상기 손목형 ECG 전극들로부터 제공되는 ECG 신호들을 증폭하는 증폭부; 증폭된 ECG 신호들을 입력받아 디지털 데이터로 변환하여 ECG 로 데이터를 생성하는 ECG 신호 처리부; 상기 ECG 로 데이터를 제공받아 저장하는 메모리부; 상기 ECG 로 데이터를 제공받아 상기 메모리부에 저장함과 아울러 미리 정해진 임계범위를 벗어나는지를 체크하고, 상기 임계범위를 벗어나면 횡수를

카운트하고, 상기 횡수가 미리 정해진 수 이상이면, 상기 메모리부에 저장한 ECG 로 데이터 중 미리 정해진 시간에 해당되는 부분을 삭제하는 제어장치;를 구비함을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0010] 본 발명은 사용자가 평소에 착용하는 직물 의류에 센서 전극을 부착하여 일상 생활 중에도 사용자의 정확한 심전도 모니터링을 전혀 이질감없이 측정할 수 있게 하여 사용상의 편의성을 향상시킬 수 있는 효과를 야기한다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 심장의 전기적 활성단계를 예시한 도면.
- 도 2는 심전도 측정을 위한 리드들을 예시한 도면.
- 도 3은 ECG 측정장치의 구성도.
- 도 4는 섬유형 전극을 예시한 도면.
- 도 5는 섬유형 전극의 전기적 특성을 예시한 도면.
- 도 6은 섬유형 전극의 측정위치를 예시한 도면.
- 도 7은 Lead-II 그래프를 예시한 도면.
- 도 8은 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 섬유형 전극의 측정위치를 예시한 도면.
- 도 9는 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치의 구성도.
- 도 10은 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 노이즈 측정 조건을 예시한 도면.
- 도 11은 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 ECG 측정결과를 예시한 도면.
- 도 12 및 도 13은 Ag-AgCl 전극으로 측정한 결과를 예시한 도면.
- 도 14 및 도 15는 전극 미부착시 발생신호와 노이즈 신호를 예시한 도면.
- 도 16은 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 노이즈 측정방법의 절차도.
- 도 17은 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 노이즈 제거된 ECG 신호를 예시한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 본 발명은 사용자가 평소에 착용하는 직물 의류에 센서 전극을 부착하여 일상 생활 중에도 사용자의 정확한 심전도 모니터링을 전혀 이질감없이 측정할 수 있는 섬유를 이용한 손목형 ECG 측정장치를 제공한다.
- [0013] 또한 본 발명은 노이즈 제거 알고리즘을 통해 노이즈에 의한 영향을 최소화한다.
- [0014] <ECG 측정원리>
- [0015] 심전도는 신체표면에서 측정 가능한 심장의 전기적 활성단계를 반영하는 미약한 전기 신호이다.
- [0016] 상기 심장의 전기적 활성단계는 크게 심방 탈분극, 심실 탈분극, 심실 재 분극 시기로 나뉘며, 이러한 각 단계는 도 1에 도시한 바와 같이 P-QRS-T 파형이라고 불리는 몇개의 파의 형태로 나타낸다. 이러한 심장이 활동하는 동안의 전기적 자극을 기록한 그래프를 심전도(ECG or EKG : Electro-cardiogram)라고 하며, 일반적으로 도 2에 도시한 바와 같이 리드(lead)들을 사용하여 기록하며 각 리드(lead)는 측정 위치에 따라 출력되는 파형의 형태가 다르다. 안정시 심장 근육 세포의 안쪽은 음전극(negative charge)을, 바깥쪽은 양전극(positive charge)의 분극 상태를 유지한다. 이러한 분극 상태는 소듐(Na+)이 세포막으로 이동하면서 깨지게 되어 탈분극(depolarization)이 시작되고, 이때 심근의 수축이 일어나게 되어, 심전도 상에는 구별할 수 있는 세가지의 파장이 형성된다.
- [0017] P 파는 SA 노드(node)를 통해 심방에 전달된 자극이 심방을 탈분극(depolarization)시키면서 나타나는 파장이다. 상기 P 파는 약 0.08 초 정도 소요되며, 상기 P 파가 시작되고 약 0.1 초 후 심방은 수축한다. 그리고 QRS 파는 심실의 탈분극시 나타나며, 심실수축 이전에 실행된다. 또한 QRS 파가 복잡하게 나타나는 것은 심

근 및 심장 전도계의 구조적 특징 때문이고 소요시간은 약 0.008 초이다. 그리고 T 파는 심실의 재 분극 (repolarization)시에 나타나며 약 0.16 초 정도 소요된다. 상기 재 분극은 탈분극보다 천천히 진행되어, QRS 파보다 길게 벌어지고 진폭도보다 낮게 나타난다. 또한 심방의 재분극은 크기가 작고 큰 QRS 파에 가려져 나타나지 않는다.

- [0018] 그리고 전기적 활동은 이온이 세포막을 교차하여 교환할 때 심장 세포에 의해 생성된다. 도 3에 도시한 ECG 측정장치를 참조하면, 상기 전기신호는 심장을 기준으로 좌우로 나누어진 신체 일부분에 전극을 연결하여 심방 탈분극, 심실 탈분극시 발생하는 전기신호를 차동증폭기(IA)를 이용하여 30 ~ 100배로 신호를 증폭시킨다.
- [0019] 이렇게 증폭된 신호와 함께 증폭된 노이즈를 LPF(Low Pass Filter)와 HPF(High pass Filter), 노치(Notch) 필터 등의 필터를 이용하여 제거한다. 이와같이 노이즈가 제거된 ECG 신호는 ADC(Analog to Digital) 컨버터를 이용하여 디지털 신호로 변환되어 출력한다.
- [0020] 본 발명은 차동증폭기로서 24bit Analog Front-End for ECG IC인 ADS1292 칩을 사용한다.
- [0021] <섬유형 전극 제작>
- [0022] 본 발명은 사용자가 평소에 착용하는 직물 의류에 센서 전극을 부착하여 일상생활 중에도 사용자의 정확한 심전도 모니터링을 전혀 이질감없이 측정할 수 있는 섬유를 이용한 섬유형 전극을 제공한다.
- [0023] 상기 섬유형 전극은 손목에서 심전도 신호를 검출하기 위해 PET(Polyester 70D)에 Ag으로 무전해 도금된 전도사를 독일 산토니사의 환편기를 이용하여 18 게이지 수준의 밀도로 PET 85%, PU 15%의 혼용율을 가지는 손목 착용형 밴드에 70*50mm 크기의 직사각형 두 패턴으로 각각 부분 삽입하여 ECG 전극을 구성하며, 이는 도 4에 예시하였다.
- [0024] 상기한 섬유형 전극은, 무전해 도금된 전도사가 편직으로 부분 삽입된 ECG 측정용 전극으로서, 신호 전달 수준이 기존 패치와 유사 또는 동일한지에 간접비교를 위해 검교정 시험을 완료한 측정 장비인 Hand Multimeter의 프로브에 시편을 접촉시켜 저항을 측정하였으며 그 결과는 도 5에 도시한 표 1과 2에 나타났다. 여기서, 측정방법은 $20 \pm 1^\circ\text{C} / 45 \pm 1\%$ 의 섬유시험 표준 환경조건에서 위사방향(70mm) 및 경사(50mm) 방향으로 양끝단에 프로브 접촉 후 5분간 컨디션닝하였으며, 5분후 저항을 5회 측정하고 최고 및 최소값을 제외한 3개의 데이터의 평균값을 도출하였다. 이러한 전도성 섬유로 제작된 전극은 일반 섬유 표면에 전도성 물질을 코팅하여 사용되는 제품에 비해 섬유에 탄성을 가했을 때 크랙이 발생하는 문제가 없고 세탁시 전도성 물질이 벗겨지는 것도 일반 섬유에 비해 소량이었다.
- [0025] <섬유형 전극 측정위치>
- [0026] 본 발명의 바람직한 실시예에 따라 전도성 섬유로 제작된 손목형 ECG 전극을 직접 손목에 착용하고 제작된 ECG 측정 시스템 보드와 연결하여 데이터를 확인할 수 있다. 특히 본 발명에서 사용하는 ECG 측정방식은 도 6에 도시한 일반적인 12개의 ECG 전극 중에 Lead-II를 사용한다.
- [0027] 상기 Lead II는 도 7과 같이 RA-LA-LL 3개의 전극신호를 이용하여 ECG 그래프를 그리는 형태로서 심장이 박동할 때마다 미약한 전기가 발생되는데, 이때 LL(Right Leg Drive)의 전극의 기준점으로 RA와 LA의 전위차를 측정할 수 있게 한다.
- [0028] 그러나 본 발명은 도 8에 도시한 바와 같이 전위의 기준이 되는 LL 전극을 RA와 같은 위치로 정하여 RA와 LA의 전위차를 측정한다.
- [0029] <노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치의 구성>
- [0030] 상기한 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치의 구성을 도 9를 참조하여 설명한다.
- [0031] 상기 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치는 제어장치(100)와 ECG 신호처리부(102)와 전원부(104)와 배터리 제어부(106)와 인디케이터(108)와 메모리부(110)와 USB-시리얼 인터페이스부(112)와 차동증폭부(114,116,118)로 구성된다.
- [0032] 상기 차동증폭부(114,116,118)는 전도성 섬유 기반의 ECG 전극들인 LL전극과 RA전극과 LA 전극로부터 3채널의 ECG 신호들을 입력받아 차동증폭하여, LL 전극을 기준으로 RA와 LA의 양단의 전위차를 50배 이상 증폭하여 출력한다. 이렇게 차동증폭된 ECG 신호는 ECG 신호처리부(102)에 입력된다.

- [0033] 상기 ECG 신호처리부(102)는 상기 차동증폭된 ECG 신호를 디지털 데이터로 변환하여 ECG 로 데이터를 생성하여 I2C 통신방식을 이용하여 제어장치(100)로 제공한다.
- [0034] 상기 제어장치(100)는 상기 ECG 로 데이터가 제공되면 상기 메모리부(110)에 저장함과 아울러 미리 정해진 임계 범위를 벗어나는지를 체크하고, 상기 임계범위를 벗어나면 횡수를 카운트하고, 상기 횡수가 미리 정해진 수 이상이면, 상기 메모리부(110)에 저장한 ECG 로 데이터 중 미리 정해진 시간에 해당되는 부분을 삭제한다. 또한 상기 제어장치(100)는 상기 ECG 로 데이터를 디지털 고역통과필터와 디지털 저역통과필터로 가공하여 USB-시리얼 인터페이스부(112)를 통해 외부장치인 PC로 제공하거나, 블루투스 통신을 통해 외부장치인 PC로 출력한다.
- [0035] 상기 인디케이터(108)는 상기 제어장치(100)의 제어에 따른 각종 정보를 LED를 통해 출력하며 이는 동작상태 또는 통신상태 등을 지시하기 위해 사용된다.
- [0036] 상기 메모리부(110)는 상기 제어장치(100)의 처리 프로그램을 포함하는 다양한 정보를 저장한다.
- [0037] 상기 USB-시리얼 인터페이스부(112)는 상기 제어장치(100)와 외부장치인 PC 사이의 통신을 담당한다. 상기 전원부(104)는 외부전원을 구동전원으로 변환하여 상기 손목형 ECG 장치의 각부로 제공한다.
- [0038] 상기 배터리 제어부(106)는 배터리(120)의 충전을 제어하며, Microchip사의 MCP73833를 이용하여 고속충전과 과충전 방지 등의 기능을 구비한다.
- [0039] 상기 배터리(120)는 외부전원을 공급받아 충전하여 상기 손목형 ECG 장치의 각부로 구동전원을 공급하며, 리튬 폴리머(Li-Polymer) 배터리를 채용하여 전원선에서 오는 노이즈를 차단한다.
- [0040] <섬유전극과 Ag-AgCl 전극 실험>
- [0041] 본 발명은 섬유형 전극을 사용하고 있으므로, 일반적인 Ag-AgCl 패치와의 성능 비교분석을 이행하고, 이를 통해 일반 패치에서 나타나지 않고 섬유형 전극에서만 나타나는 노이즈 신호의 발생여부를 확인하였다. 실험을 통해 측정된 데이터는 도 10에 도시한 조건으로 측정하였다.
- [0042] 이 실험을 통해 측정된 데이터는 Microsoft visual studio C#으로 제작한 검증용 프로그램으로 데이터와 디지털 필터 신호를 확인하였고, Silicon Laps사의 CP201x chip을 이용하여 데이터를 송수신하였다.
- [0043] 상기한 본 발명의 바람직한 실시예에 따르는 손목형 ECG 장치를 통해 손목 부위에 측정해본 결과는 도 11에 예시한 바와 같다. 상기 도 11을 참조하면 노이즈 신호가 섞인 형태이지만 작은 신호는 육안으로도 구분이 가능한 피크가 발생하여 ECG 신호가 측정되고 있다는 것을 알 수 있다.
- [0044] 그리고 Ag-AgCl 전극으로 손목부위에 측정해본 결과는 도 12에 예시한 바와 같다. 상기 도 12를 참조하면, 노이즈 신호와 QRS 피크의 신호가 분명하게 구분되었고 T-wave의 신호도 육안으로 구분을 할 수 있을 정도이다.
- [0045] 상기 QRS 피크의 주파수는 평균 10 ~ 12Hz 정도이므로 QRS 피크를 손실시키지 않고 노이즈만 제거하기 위해선 저역통과필터의 차단 주파수를 13Hz 이상이 되어야 하지만 스킵 특성을 고려해 섬유형 ECG 전극은 2차 이상의 필터가 적용되어야 한다. 그러나 Ag-AgCl 전극은 도 13과 같은 RR-Interval을 측정할 수 있을 정도로 피크의 크기가 구분되어 있어 1차 필터를 이용하여 측정할 수 있다.
- [0046] <노이즈 제거 알고리즘>
- [0047] 본 발명에 따르는 손목형 ECG 장치는 사용자의 손목 부위에서 정확한 심박수를 측정한다. 그러나 정적인 상태에서의 심박수 측정은 정확도가 높으나 움직임에 의한 노이즈가 발생할 때에는 심박수 오작동이 일부 발견되었다. 이에 본 발명은 신뢰도있는 웨어러블 장비로 발전하기 위해서 노이즈 제거 알고리즘을 제공한다.
- [0048] 일반적으로 심박수 측정은 P-QRS-T 파형의 R 피크를 감지한다. 전극이 도 14와 같이 신체에 부착되지 않을시 미부착으로 인식이 가능하지만, 움직임에 의해 접촉이 불량하거나 외부상태에 따라 부착이 정상적이지 않을 때에는 도 15와 같은 노이즈 파형이 발생한다.
- [0049] 이러한 노이즈 파형은 전극이 신체와 부착되지 않았을 때와 다르게 심박수 측정에 치명적인 오류 원인이 된다. 그래서 R 피크가 발생하지 않는 두개의 문턱값을 선정하여 베이스 라인(Base Line)을 기준으로 문턱값을 침범하는 피크(peak)가 발생하면 미리 정해진 시간동안의 P-QRS-T 파형을 제거하여 노이즈 제거를 제거한다.
- [0050] 이러한 노이즈 제거 알고리즘을 도 16에 도시한 흐름도를 참조하여 좀 더 설명한다.
- [0051] 상기 노이즈 제거 알고리즘을 포함하는 전도성 섬유 기반의 손목형 ECG 장치의 제어장치(100)는 ECG 로(RAW) 데

이터를 센싱하고 ECG 로 데이터를 메모리부(110)에 저장한다. 상기 ECG 로 데이터의 저장후에 상기 제어장치(100)는 상기 ECG 로 데이터가 미리 정해둔 네가티브 또는 포지티브 임계치를 벗어나는지를 체크한다.

[0052] 상기 ECG 로 데이터가 미리 정해둔 네가티브 또는 포지티브 임계치를 벗어나면, 상기 임계치를 벗어난 횟수를 카운트한다. 상기 제어장치(100)는 상기 임계치를 벗어난 횟수가 미리 정해둔 수 이상이면, 미리 정해둔 시간, 예를 들어 임계치가 벗어난 시점의 이전 300ms 동안의 ECG 데이터를 삭제하여 노이즈에 의해 오염된 ECG 로 데이터의 부분을 삭제한다.

[0053] 이와 달리 상기 임계치를 벗어난 횟수가 미리 정해둔 수 미만이거나 네가티브 또는 포지티브 임계치를 벗어나지 않았으면, 상기 제어장치(100)는 상기 ECG 로 데이터의 피크를 검출하고(206), 상기 검출된 피크를 토대 심박수를 산출한다(208단계). 그리고 상기 제어장치(100)는 ECG 로 데이터와 상기 심박수 산출값 등을 포함하는 ECG 데이터를 생성하여 외부의 기기로 전송한다.

[0054] 상기한 바와 같이 본 발명은 포지티브(Positive) 문턱값과 네가티브(Negative) 문턱값을 침범하는 피크가 발생하면 발생전 300ms의 모든 신호를 제거하고 다음 피크까지 300ms의 신호를 다시 수집하여 문턱값에 침범 여부를 확인하고, 노이즈 발생시에는 도 17과 같이 신호 자체를 모두 0으로 변환한다.

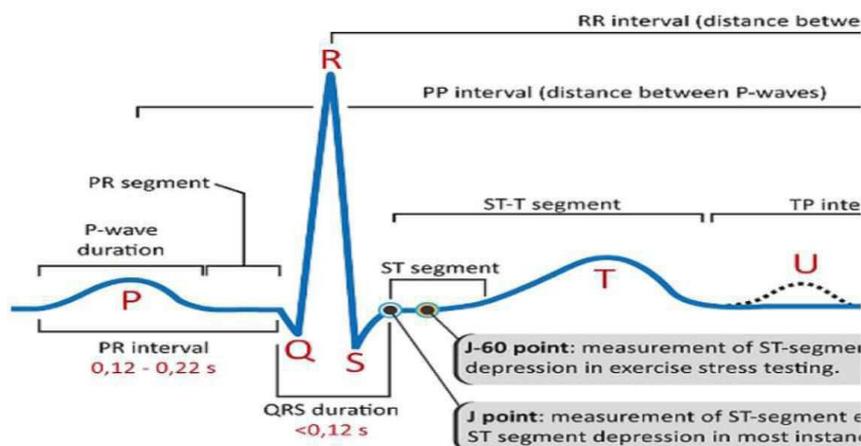
[0055] 또한 최대 측정 가능 심박수를 $200\text{bpm}(\text{측정시간}(S)/\text{최대심박수}=60/200=300\text{mS})$ 으로 설정하여 RR-Interval 간격이 300ms 이내이면 감지된 피크를 무시한다.

부호의 설명

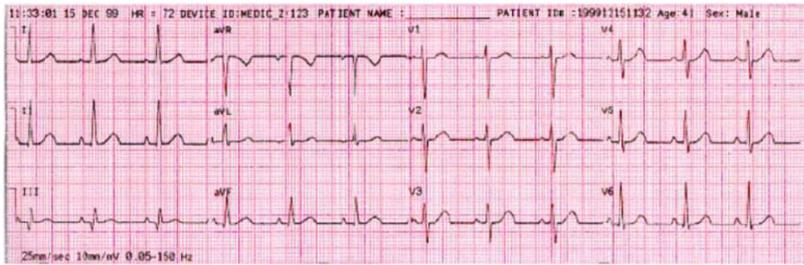
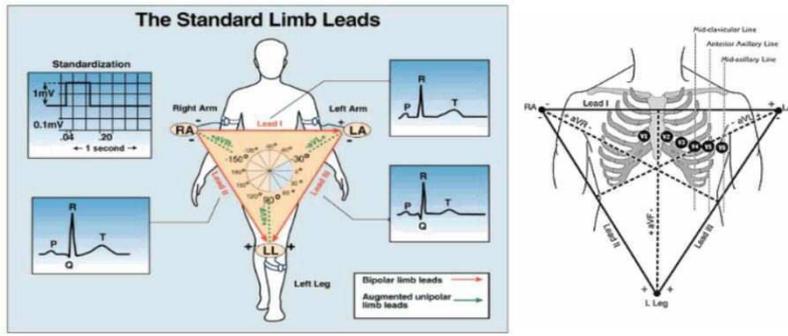
- [0056] 100 : 제어장치
- 102 : ECG 신호 처리부
- 104 : 전원부
- 106 : 배터리 제어부
- 108 : 인디케이터
- 110 : 메모리부
- 112 : USB-시리얼 인터페이스부
- 120 : 배터리

도면

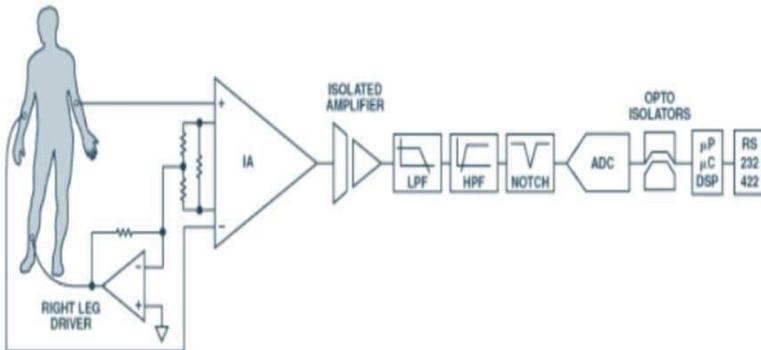
도면1



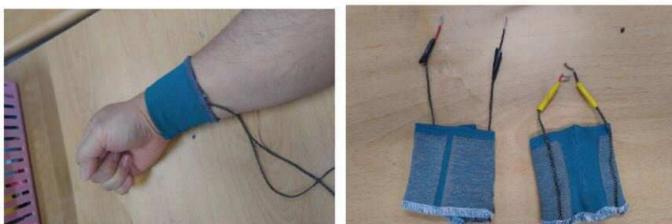
도면2



도면3



도면4



도면5

표 1. 전기적 특성 측정 결과

Table 1. Electrical characteristic measurement result

길이(mm)	전기적특성(저항) Ω					
	1회	2회	3회	4회	5회	
비원주형	위사(70)	2.12	2.06	2.09	1.97	2.14
	경사(50)	1.14	1.25	1.32	1.37	1.24
기존 전극 패치(10)	0.59	0.57	0.57	0.59	0.58	

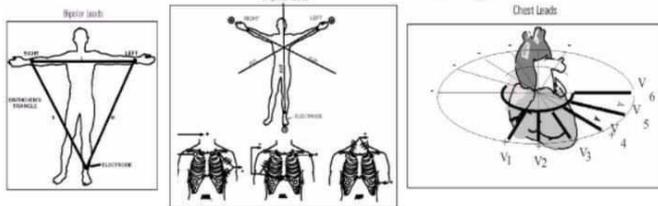
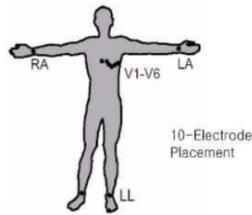
표 2. 전기적특성(저항 평균값/단위길이당 저항)

Table 2. Electrical characteristics (average resistance / resistance per unit length)

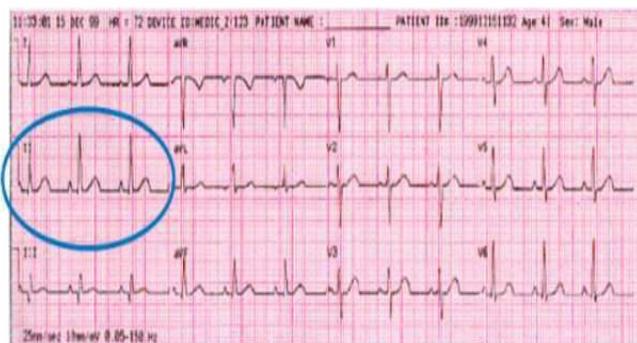
길이(mm)	저항 평균값	Ω/cm	표준편차
비원주형	위사(70)	2.09	0.03
	경사(50)	1.27	0.04
기존 전극 패치(10)	0.58	-	0.01

도면6

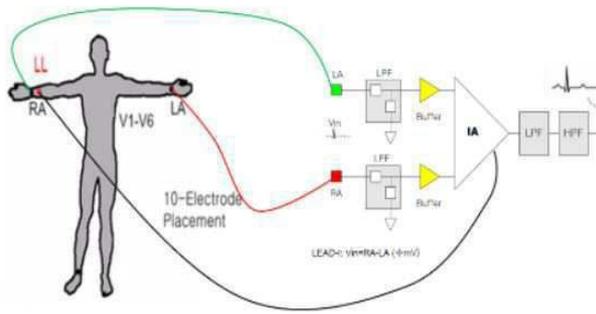
- Bipolar lead : I, II, III
- Unipolar extremity lead : aVR, aVL, aVF
- Chest lead : V1, V2, V3, V4, V5, V6
- 8 independent lead channels



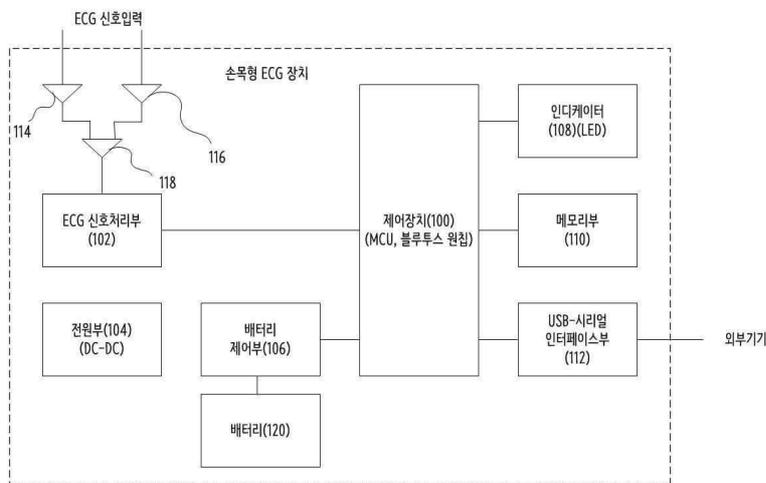
도면7



도면8



도면9

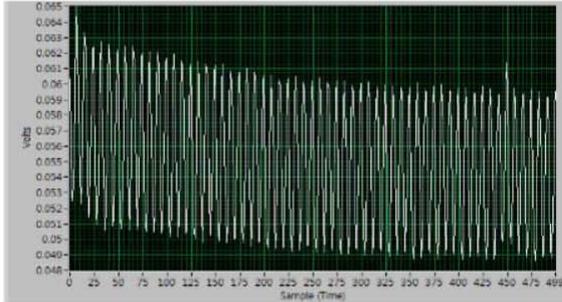


도면10

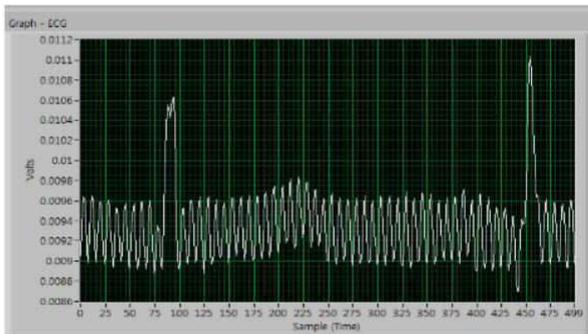
Table 3. Measurement condition

조건	값
Data Rate	250SPS
Gain	100
Supplies	2.7v , Unipolar
CMRR	-105dB
resolution	24bit

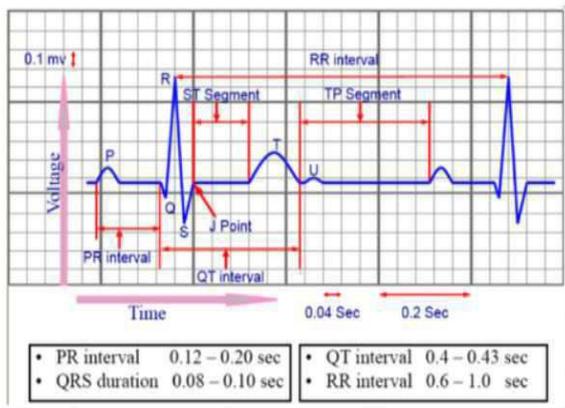
도면11



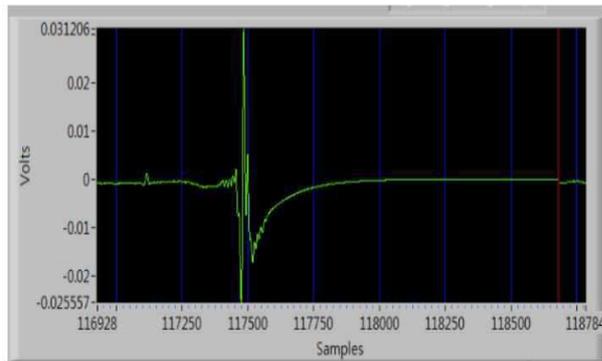
도면12



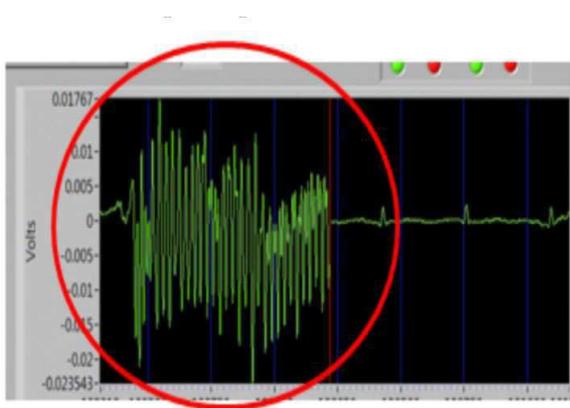
도면13



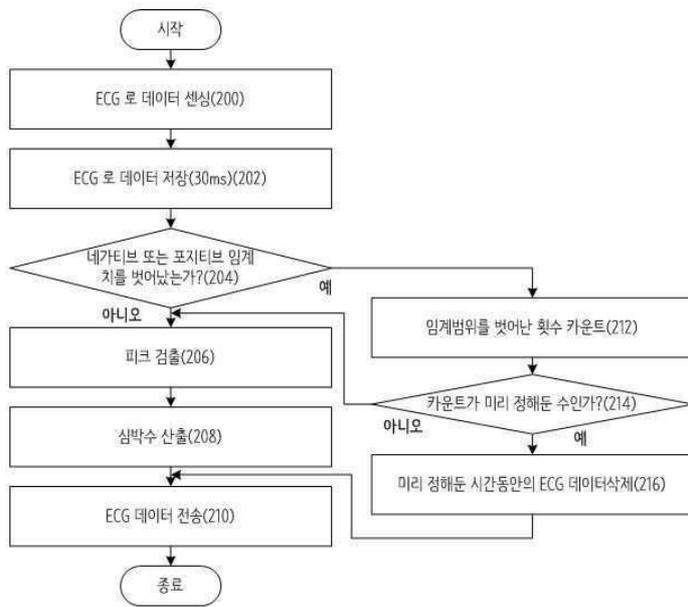
도면14



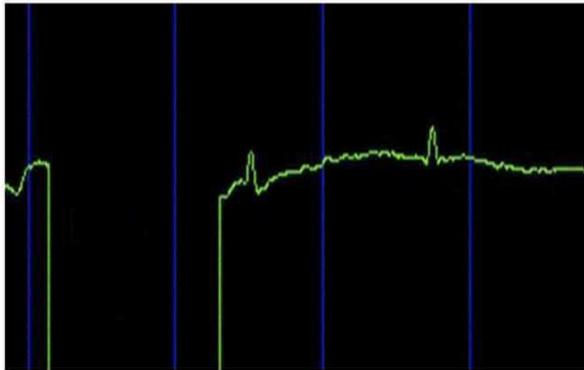
도면15



도면16



도면17



专利名称(译)	导电纤维的腕式心电图仪及方法系统的降噪算法的实现		
公开(公告)号	KR1020200018094A	公开(公告)日	2020-02-19
申请号	KR1020180093886	申请日	2018-08-10
申请(专利权)人(译)	庆北国立学术基金会		
[标]发明人	이인수 최원철 최정태		
发明人	이인수 최원철 최정태		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0408		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B5/04012 A61B5/0408 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B2562/16		
代理人(译)	Gimilhwan		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，一种包括降噪算法的基于导电纤维的腕式心电图设备包括：由导电纤维制成的腕式ECG电极；放大单元，放大从腕式ECG电极提供的ECG信号；ECG信号处理器接收放大的ECG信号并将ECG信号转换为数字数据以生成ECG原始数据；存储单元，用于接收和存储心电图原始数据；接收所述ECG原始数据以将所述ECG原始数据存储在上述存储单元中的控制装置，检查所述ECG原始数据是否超出预定阈值范围，并对所述ECG原始数据超出所述阈值范围的次数进行计数 当计数等于或大于预定数量时，删除存储在存储单元中的ECG原始数据中与预定时间对应的部分。 本发明提高了用户的便利性。

