



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0040132
(43) 공개일자 2009년04월23일

(51) Int. Cl.

A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0105763

(22) 출원일자 2007년10월19일

심사청구일자 2007년10월19일

(71) 출원인

서울산업대학교 산학협력단

서울 노원구 공릉동 172 서울산업대학내

(72) 발명자

윤길원

서울 성동구 옥수2동 극동아파트 4동 407호

신우식

서울 강남구 개포동 12번지 대치아파트 218-608

박찬오

충북 청원군 미원면 중리 1구 214-3

(74) 대리인

이철희

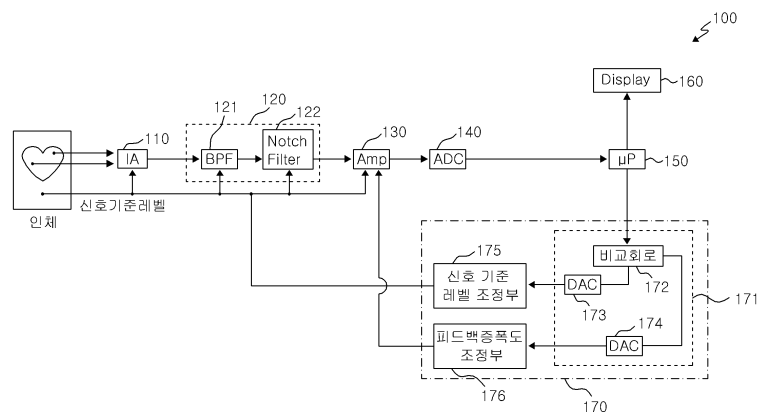
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 실시시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

(57) 요약

본 발명은 인체로부터 나온 생체신호를 일정한 전기신호로 변환하여 디스플레이 시키는 생체신호 측정장치에 있어서, 상기 전기신호가 차단영역 또는 포화영역으로 이동하였는가에 따라 결정되는 신호기준레벨조정신호 및 상기 전기신호의 크기와 비교크기를 비교하여 결정되는 증폭제어신호를 피드백 시키는 피드백제어부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 실시시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치 를 제공한다.

대표도 - 도7



이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 10606
부처명 서울특별시
연구사업명 서울시 산학연 협력사업
연구과제명 기술기반구축사업
주관기관 서울대학교 산학협력단
연구기간 2006.12.01-2007.11.30

특허청구의 범위

청구항 1

인체로부터 나온 생체신호를 일정한 전기신호로 변환하여 디스플레이 시키는 생체신호 측정장치에 있어서,

상기 전기신호가 차단영역 또는 포화영역으로 이동하였는가에 따라 결정되는 신호기준레벨조정신호 및 상기 전기신호의 크기와 비교크기를 비교하여 결정되는 증폭제어신호를 피드백 시키는 피드백제어부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 2

제 1항에 있어서, 상기 생체신호 측정장치는,

상기 생체신호를 차동증폭하는 차동 증폭단;

상기 차동 증폭단에서 출력된 신호 중 원하는 신호를 추출하고, 전원잡음을 제거하는 필터부;

상기 필터부의 출력 신호를 증폭하는 증폭기;

상기 증폭기에서 출력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그 디지털 변환기;

상기 디지털 신호를 처리하는 마이크로프로세서;

상기 마이크로프로세서에서 처리된 신호를 표시하는 디스플레이; 및

상기 피드백제어부를 구비하며,

신호기준레벨을 조정할 것을 지시하는 상기 신호기준레벨조정신호는 상기 차동증폭단, 상기 필터부 및 상기 증폭기 중 적어도 하나에 피드백되며,

이득을 조정할 것을 지시하는 상기 증폭제어신호는 상기 증폭기에 전달되는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 3

제 2항에 있어서, 상기 피드백제어부는,

상기 마이크로프로세서에서 출력된 디지털 신호와 미리 설정된 기준신호를 비교하여 비교신호를 생성하는 실시간 안정화 장치;

상기 비교신호를 이용하여 상기 신호기준레벨조정신호를 생성하는 신호기준레벨조정부; 및

상기 비교신호를 이용하여 상기 증폭제어신호를 생성하는 피드백증폭도조정부를 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 4

제 3항에 있어서, 상기 실시간 안정화 장치는,

상기 마이크로프로세서에서 출력된 디지털 신호와 상기 기준신호를 비교하는 비교회로; 및

상기 비교회로로부터 출력되는 디지털 신호를 아날로그신호로 변환하여 상기 비교신호를 생성하는 DAC를 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 5

인체로부터 나온 생체신호를 일정한 전기신호로 변환하여 디스플레이 시키는 생체신호 측정장치에 있어서,

상기 전기신호가 차단영역 또는 포화영역으로 이동하였는가에 따라 결정되는 신호기준레벨조정신호, 상기 전기신호의 크기와 비교크기를 비교하여 결정되는 증폭제어신호 및 상기 전기신호의 강도와 미리 설정된 한계강도를 비교하여 결정되는 전류제어신호 중 적어도 하나의 신호를 피드백시키는 피드백제어부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 6

제 5항에 있어서, 상기 생체신호 측정장치는,

인체로 빛을 조사하는 발광다이오드;

상기 인체에 투과 또는 반사된 상기 발광다이오드의 빛을 검출하는 광센서부;

상기 광센서부에서 나온 신호 중에서 원하는 신호를 추출하고, 전원잡음을 제거하는 필터부;

상기 필터부로부터 출력된 신호를 증폭하는 증폭기;

상기 증폭기에서 출력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그 디지털 변환기;

상기 디지털 신호를 처리하는 마이크로프로세서;

상기 마이크로프로세서에서 처리된 신호를 표시하는 디스플레이; 및

상기 피드백제어부를 구비하며,

신호기준레벨을 조절할 것을 지시하는 신호기준레벨조정신호는 상기 필터부 및 상기 증폭기 중 적어도 어느 하나에 피드백되며,

이득을 조절할 것을 지시하는 상기 증폭제어신호는 상기 증폭기에 피드백 되는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 7

제 5항에 있어서, 상기 생체신호 측정장치는,

인체로 빛을 조사하는 발광다이오드;

상기 인체에 투과 또는 반사된 상기 발광다이오드의 빛을 검출하는 광센서부;

상기 광센서부에서 나온 신호 중에서 원하는 신호를 추출하고, 전원잡음을 제거하는 필터부;

상기 필터부로부터 출력된 신호를 증폭하는 증폭기;

상기 증폭기에서 출력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그 디지털 변환기;

상기 디지털 신호를 처리하는 마이크로프로세서;

상기 마이크로프로세서에서 처리된 신호를 표시하는 디스플레이; 및

상기 피드백제어부를 구비하며,

신호기준레벨을 조절할 것을 지시하는 신호기준레벨조정신호는 상기 필터부 및 상기 증폭기 중 적어도 어느 하나에 피드백되며,

상기 발광다이오드에 흐르는 전류의 양을 제어할 것을 지시하는 전류제어신호를 상기 광센서부에 피드백 시키는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 8

제 6항에 있어서 상기 피드백제어부는,

상기 마이크로프로세서에서 출력된 신호와 미리 설정된 기준신호를 비교하여 비교신호를 생성하는 실시간 안정화 장치;

상기 비교신호를 이용하여 상기 신호기준레벨조정신호를 생성하는 신호기준레벨조정부; 및

상기 비교신호를 이용하여 상기 증폭제어신호를 생성하는 피드백증폭도조정부를 구비하는 것을 특징으로 한 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 9

제7항에 있어서, 상기 피드백제어부는,

상기 마이크로프로세서에서 출력된 신호와 미리 설정된 기준신호를 비교하여 비교신호를 생성하는 실시간 안정화 장치;

상기 비교신호를 이용하여 상기 신호기준레벨조정신호를 생성하는 신호기준레벨조정부; 및

상기 비교신호를 이용하여 상기 전류제어신호를 생성하는 광센서 구동전류제어부를 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 10

제 8항 또는 제9항에 있어서, 상기 실시간 안정화 장치는,

상기 마이크로프로세서에서 출력된 디지털 신호와 상기 기준신호를 비교하는 비교회로; 및

상기 비교회로로부터 출력되는 디지털 신호를 아날로그신호로 변환하여 상기 비교신호를 생성하는 DAC를 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 11

제 3항 또는 8항에 있어서,

상기 기준신호는 최고기준 값으로 설정된 상한기준신호 및 최저기준 값으로 설정된 하한기준신호를 구비하며,

상기 신호기준레벨조정신호는 상기 마이크로프로세서로부터 출력된 신호가 상기 상한기준신호 보다 큰 경우에는 신호기준레벨을 감소시키도록 하고, 상기 하한기준신호 보다 작은 경우에는 상기 신호기준레벨을 증가시키도록 지시하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 12

제 9항에 있어서,

상기 기준신호는 최고기준 값으로 설정된 상한강도기준신호 및 최저기준 값으로 설정된 하한강도기준신호를 구비하고,

상기 전류제어신호는 상기 마이크로프로세서로부터 출력된 신호가 상기 상한강도기준신호보다 클 경우에는 상기 발광다이오드에 흐르는 전류를 감소시킬 것을 지시하고, 상기 하한강도기준신호보다 작을 경우에는 상기 발광다이오드에 흐르는 전류를 증가시킬 것을 지시하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

청구항 13

제 12항에 있어서,

상기 마이크로프로세서로부터 출력된 신호가 상기 상한강도기준신호보다 클 경우에는 음수의 보상신호함수(CSF)를 출력하여 보상처리하고, 상기 마이크로프로세서로부터 출력된 신호가 상기 하한강도기준신호보다 작을 경우에는 양수의 보상신호함수(CSF)를 출력하여 보상처리하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

<1> 본 발명은 심전도(electrocardiography, ECG), 광용적맥파(photoplethysmography, PPG) 등 인체의 생체신호를 측정하는 장치에 관한 것이다. 보다 상세하게는 인체에 측정용 센서를 부착한 후 접촉식 또는 비접촉식 신호 센서부를 이용하여 실시간으로 안정되게 생체신호를 측정하는 기술에 관한 것이다.

배경 기술

<2> 실시간으로 생체신호를 측정하여 무선 통신망을 이용하여 데이터를 원격으로 전송하여 처리하는 것은 많이 알려

져 있다. 이를테면, 모두 측정된 생체신호를 무선으로 실시간으로 전송하는 장치나 원격에 있는 환자의 생체신호를 의사와 환자가 정해진 프로토콜에 의하여 측정하거나, 앰블런스 같은 이동 운송 수단에서 사용될 수 있는 원격 진료 시스템 및 그 방법에 관련된 것이다. 또 다른 예로 운동 동작 모니터링 장치에 대한 기술이 알려져 있는데, 이는 골프를 할 때 운동 동작을 모니터링하고 생리상태를 측정하는 방법에 관한 것이다.

- <3> 그러나, 이런 종래 기술들은 기존의 알려진 생체신호 측정 방법을 이용하여 측정한 후 이 정보를 어떻게 이용할 것인가 핵심이지, 실시간으로 피검자가 움직일 때 생체신호를 안정하게 측정하는 방법과 장치에 대하여는 기재되어 있지 않다.
- <4> 센서가 인체에 더욱 접촉이 잘되게 하기 위하여, 센서가 공기압력에 의하여 피부에 밀착되도록 하는 방법이 종래부터 개발 되어 왔다.
- <5> 전극과 연결된 리드선의 탈락 여부를 측정된 센서신호로부터 소프트웨어에 의하여 판별하는 방법과 피검체인 손가락에 가압수단을 이용하여 측정하게 함으로써, 움직임에 대한 영향을 줄이려는 방법에 대해서도 많은 시도가 있어 왔다.
- <6> 그러나, 상기의 방법들도 인체의 움직임에 의해 발생하는 생체신호의 노이즈, 즉 동잡음(이하, "동작음" 이라고 한다)을 완전히 제거할 수 없으며, 특히 신호가 차단되거나 포화되어 측정할 수 없는 경우에는 전혀 해결책이 될 수 없는 기술이다.
- <7> 도 1, 도2, 도3은 각각 종래의 실시예에 따른 심전도에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호가 차단, 포화, 동잡음이 발생된 경우를 나타낸 것이다.
- <8> 도 4, 도5, 도6은 각각 종래의 실시예에 따른 광용적맥파에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호가 차단, 포화, 동잡음이 발생된 경우를 나타낸 것이다.
- <9> 분광학을 이용한 혈액성분 분석에서 발생하는 기저선 변동보상 방법에 대해서도 종래부터 많은 연구가 되어 왔는데, 구체적으로 기저선 변동이 포함된 신호에서 기저선 변동 부분을 예측하고 연산하여 기저선 변동 부분을 반영하여 변동이 없는 신호를 나타내는 방법을 제시하고 있다.
- <10> 그러나, 이 방법은 원 신호가 공급 전원 전압 범위 내에서 측정이 되고 있는 경우에 한하여 적용할 수 있지만, 동잡음이나 기타 다른 원인으로 인하여 신호 자체가 차단되거나 포화되는 경우에는 이 방법을 적용할 수 없게 된다.
- <11> 동잡음이 제거된 혈류량 신호 검출과 이를 이용한 스트레스 검사 장치에 대해서도 종래부터 많은 연구가 되어 왔는데, 구체적으로 혈류량을 검출하는 단계, 피크 포인트를 결정하는 단계, 각 피크 포인트에서의 상관계수를 산출하는 단계, 이를 이용하여 동잡음을 판단하는 단계 등을 제시하고 있다.
- <12> 하지만, 이 경우에도 측정된 신호가 공급 전원 전압 범위 내에서 측정이 된다는 가정 하에서 적용되는 방법이며, 공급전원 내에서 측정되는 신호가 차단이나 포화가 되어 이미 피크 포인트가 없거나 펄스 파형의 형태를 찾아 볼 수 없는 경우가 많은데 이런 경우에는 전혀 사용을 할 수가 없는 기술에 불과하다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

- <13> 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는 동잡음이나, 장기간 모니터링으로 인하여 전기적 베이스라인이 표류하거나, 인체의 생리상태가 변하여 측정 레벨이 변화하는 등 여러 원인으로 인하여, 측정되는 생체신호가 공급전원의 범위를 벗어나게 되는 경우에, 사전에 이들의 정보를 마이크로프로세서에 반영하여 항상 손상이 되지 않은 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치와 주어진 공급전원의 범위 내에서 유효한 생체신호의 구동범위를 확대하여 해상도를 향상함으로써 보다 선명하고 해상도가 높은 생체신호를 측정하는 기술을 제공하는데 있다.

과제 해결수단

- <14> 상기 기술적 과제를 이루기 위해서, 본 발명은 인체로부터 나온 생체신호를 일정한 전기신호로 변환하여 디스플레이 시키는 생체신호 측정장치에 있어서, 상기 전기신호가 차단영역 또는 포화영역으로 이동하였는가에 따라 결정되는 신호기준레벨조정신호 및 상기 전기신호의 크기와 비교크기를 비교하여 결정되는 증폭제어신호를 피드

백 시키는 피드백제어부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 제공한다.

- <15> 또한, 본 발명은 인체로부터 나온 생체신호를 일정한 전기신호로 변환하여 디스플레이 시키는 생체신호 측정장치에 있어서, 상기 전기신호가 차단영역 또는 포화영역으로 이동하였는가에 따라 결정되는 신호기준레벨조정신호, 상기 전기신호의 크기와 비교크기를 비교하여 결정되는 증폭제어신호 및 상기 전기신호의 강도와 미리 설정된 한계강도를 비교하여 결정되는 전류제어신호 중 적어도 하나의 신호를 피드백시키는 피드백제어부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 제공한다.

효 과

- <16> 본 발명은 실시간으로 심전도, 광용적맥파 및 호흡 등의 생체신호를 측정하는데 있어서, 어떤 상황에서도 안정된 신호를 얻을 수 있고, 필요시 해상도가 낮은 신호부분을 증폭하여 해상도를 높이는 기능을 할 수 있을 뿐만 아니라, 종래에 저전력 모드로 사용하기 위한 3볼트 또는 1.2볼트 등 저전압 구동 전원에서 구동범위가 크게 감소되어 안정된 신호를 얻기가 힘들었던 기술적 문제를 극복할 수 있는 기술적 장점이 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

- <17> 이하, 본 발명의 구체적인 실시예를 도면을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.
- <18> 도 7은 본 발명의 제1 실시예에 따른 접촉식 전극센서에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 나타낸 것이다.
- <19> 도시된 바와 같이 인체의 심전도를 측정하기 위한 전극센서를 인체에 부착시킨다. 상기 전극센서에서 검출된 신호는 인체로부터 나온 생체신호를 감지하는 접촉식 센서로부터 검출된 신호를 전위나 전류값을 제거하는 차동증폭단(110)을 거친 후 원하는 신호만을 추출하기 위해 대역필터(121)와 전원잡음인 50hz나 60hz의 잡음을 제거해주는 노치필터(122)를 통과한다. 필터부(120)를 통과한 신호는 구동범위내의 적절한 레벨로 증폭시키기 위해 증폭기(130)를 통과한다. 상기 증폭기(130)를 통과한 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위해 아날로그-디지털 변환기(140)를 통과한다. 상기 아날로그-디지털 변환기(140)를 통과한 신호는 마이크로프로세서(150)로 입력되고, 구동범위 내의 신호일 경우, 디스플레이부(160)로 보내져 생체신호를 실시간 디스플레이 하게 된다.
- <20> 만일, 상기 마이크로프로세서(150)로 입력된 신호가 구동범위를 이탈한 경우 피드백제어부(170)로 상기 신호를 보낸다. 상기 피드백제어부(170)는 상기 마이크로프로세서(150)에서 출력된 디지털 신호와 미리 설정된 기준신호를 비교하기 위한 비교회로(172)와 디지털신호를 아날로그신호로 전환하기 위한 2개의 디지털-아날로그 변환기(173, 174)를 포함하는 실시간 안정화 장치(171)와 상기 실시간 안정화 장치(171)의 비교판단에 의해 신호기준레벨을 조정하는 신호기준레벨조정부(175) 및 상기 실시간 안정화 장치(171)의 비교판단에 의해 상기 증폭기(130)로 입력되는 신호를 증폭하는 피드백증폭도조정부(176)를 구비한다.
- <21> 인체의 생체신호를 측정하기 위해 연결된 심장 아래에 표시된 리드선은 신호기준레벨을 나타낸 것이며, 상기 신호기준레벨에 의해 상기 차동증폭단(110), 필터부(120), 증폭기(130)의 신호 기준 레벨을 조정할 수 있다.
- <22> 상기 신호기준레벨조정부(175)는 실시간안정화장치(170)의 명령에 의해 포화, 차단영역이라고 판단할 경우, 상기 차동증폭단(110), 대역필터(121), 노치필터(122), 증폭기(130) 전부 또는 이들 중 어느 하나를 포함하여 신호기준레벨을 하강 또는 상승시키도록 상기 마이크로프로세서(250)에 의해 소프트웨어적으로 구현된다.
- <23> 도 8은 본 발명의 제2 실시예에 따른 비접촉식 광센서에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 나타낸 것이다.
- <24> 발광다이오드(212)에 의해 인체로 빛을 조사하고, 상기 조사된 빛으로부터 투과 또는 반사된 빛을 검출하기 위한 비접촉식 광검출 센서(211)를 포함하는 광센서부(210)를 갖는다. 상기 광검출 센서(211)에서 나온 신호는 고주파대역필터(221)와 저주파대역필터(222)를 갖는 필터부(220)를 통과함으로써 원하는 신호만을 갖는다. 상기 필터부(220)로부터 출력된 신호를 증폭하기 위한 증폭기(230)와 상기 증폭기에서 출력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 아날로그 디지털 변환기(240)를 갖는다. 상기 아날로그 디지털 변환기(240)에서 출력된 신호를 처리하기 위한 마이크로프로세서(250)를 갖는다. 상기 아날로그-디지털 변환기(240)를 통과한 신호는 마이크로프로세서(250)로 입력되고, 구동범위 내의 신호일 경우, 디스플레이(260)로 보내져 생체신호를 실시간 디스플레이 하게 된다.
- <25> 만일, 상기 마이크로프로세서(250)로 입력된 신호가 구동범위를 이탈한 경우 피드백제어부(270)로 신호를 보낸

다. 상기 피드백제어부(270)는 상기 마이크로프로세서(250)에서 출력된 디지털 신호와 미리 설정된 기준신호를 비교하기 위한 비교회로(272)와 디지털신호를 아날로그 신호로 전환하기 위한 2개의 디지털-아날로그 변환기(273,274)를 포함하는 실시간 안정화 장치(271)와 상기 실시간 안정화 장치(271)의 비교판단에 의해 신호기준레벨을 조정하는 신호기준레벨조정부(275) 및 상기 실시간 안정화 장치(271)의 비교판단에 의해 상기 증폭기(230)로 입력되는 신호를 증폭하는 피드백증폭도조정부(276)를 구비한다.

- <26> 상기 신호기준레벨정부(275)는 실시간안정화장치(271)의 명령에 의해 포화, 차단 영역이라고 판단할 경우, 상기 고주파대역필터(221), 저주파대역필터(222), 증폭기(230) 전부 또는 이들 중 어느 하나를 포함하여 신호기준레벨을 하강, 상승시켜 실시간으로 안정된 생체신호를 측정할 수 있도록 상기 마이크로프로세서(250)에 의해 소프트웨어적으로 구현된다.
- <27> 도 9는 본 발명의 제3 실시예에 따른 비접촉식 광센서에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 나타낸 것이다.
- <28> 발광다이오드(312)에 의해 인체로 빛을 조사하고, 상기 조사된 빛으로부터 투과 또는 반사된 빛을 검출하기 위한 비접촉식 광검출 센서(311)를 포함하는 광센서부(310)를 갖는다. 상기 광검출 센서(311)에서 나온 신호는 고주파대역필터(321)와 저주파대역필터(322)를 갖는 필터부(320)를 통과함으로써 원하는 신호만을 갖는다. 상기 필터부(320)로부터 출력된 신호를 증폭하기 위한 증폭기(330)와 상기 증폭기(330)에서 출력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 아날로그 디지털 변환기(340)를 갖는다. 상기 아날로그 디지털 변환기(340)에서 출력된 신호를 처리하기 위한 마이크로프로세서(350)를 갖는다. 상기 아날로그-디지털 변환기(340)를 통과한 신호는 상기 마이크로프로세서(350)에 입력되고, 구동범위 내의 신호일 경우, 디스플레이(360)로 보내져 생체신호를 실시간 디스플레이 하게 된다.
- <29> 만일, 상기 마이크로프로세서(350)로 입력된 신호가 구동범위를 이탈한 경우, 피드백제어부(370)로 신호를 보낸다. 상기 피드백제어부(370)는 상기 마이크로프로세서(350)에서 출력된 디지털 신호값과 미리 주어진 기준값을 비교하기 위한 비교회로(372)와 디지털신호를 아날로그신호로 전환하기 위한 2개의 디지털-아날로그 변환기(373,374)를 포함하는 실시간 안정화 장치(371)와 상기 실시간 안정화 장치(371)의 비교판단에 의해 신호기준레벨을 조정하는 신호기준레벨조정부(375) 및 상기 실시간 안정화 장치(371)의 비교판단에 의해 인체에 조사되는 발광다이오드(312)의 입력강도를 조정하는 광센서구동전류제어부(376)를 포함한다.
- <30> 상기 신호기준레벨정부(375)는 실시간안정화장치(371)의 명령에 의해 포화, 차단영역이라고 판단할 경우, 상기 필터부(320), 증폭기(330) 전부 또는 이들 중 어느 하나를 포함하여 신호기준레벨을 하강 또는 상승시킴으로써, 실시간으로 안정된 생체신호를 측정할 수 있도록 상기 마이크로프로세서(250)에 의해 소프트웨어적으로 구현된다.
- <31> 도10, 도11은 도7, 도8, 도9의 실시간 안정화 장치를 마이크로 프로세서의 내장형으로 구성한 것을 나타낸 것이다.
- <32> 이하, 상기 도7, 도8, 도9와 연계해서 도10, 도11을 설명한다.
- <33> 상기 도7, 도8, 도9에서 마이크로 프로세서(150,250,350)와 실시간 안정화 장치(171,271,371)가 물리적으로 분리된 외장형으로 구성되는데 반하여, 도10, 도11은 마이크로프로세서(150-1, 250-1,350-1) 내에 상기 도7, 도8, 도9에서 상세히 설명한 바와 같이, 동일한 기능을 수행하는 비교회로(10), DAC2(30), DAC3(40)로 구성된 실시간안정화장치와 구동범위 내의 신호일 경우 디지털신호를 아날로그 신호로 변환하여 디스플레이(160,260,360)로 전송하기 위한 DAC1(20)가 내장형으로 구성되어 있다.
- <34> 이하, 도7, 도8, 도9에 도시된 실시간안정화장치(171,271,371)에 의해 신호기준레벨조정부(175,275,375)가 구체적으로 어떻게 조정되는 지를 도 12를 참조하여 상세히 설명한다.
- <35> 상기 실시간 안정화 장치(171,271,371)는 상기 마이크로 프로세서(150,250,350)의 출력신호로부터 디지털 신호로 변환된 입력데이터(ADC INPUT-DATA)를 읽어들이는 기능(110)을 수행하고, 상기 실시간 안정화 장치(171,271,371)의 비교회로(172,272,372)에 의해 상기 ADC INPUT-DATA와 미리 설정된 상한기준신호 값으로 정의된 포화 한계 전압값(V_{max})을 비교 판단한 결과 포화 한계 전압값(V_{max})보다 크다고 판단한 경우(110), 신호기준레벨을 감소시키도록 신호기준레벨조정부에게 명령하는 기능(120)을 수행한다.
- <36> 만일, 상기 ADC INPUT-DATA가 포화한계전압값(V_{max})보다 작은 경우(NO), 다음 단계로 수행되어 하한기준신호 값으로 정의된 차단한계전압값(V_{min})보다 작다고 판단한 경우(130), 신호기준레벨을 증가시키도록 신호기준레벨

조정부(175,275,375)에게 명령하는 기능(140)을 수행한다. 상기 일련의 과정은 마이크로 프로세서(150,250,350)에 의해 소프트웨어적으로 구현되며, 이에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정할 수 있게 된다.

- <37> 이하, 구체적인 작동예를 통해 상기 도12를 상세히 부연 설명한다.
- <38> 전압으로 동작하는 측정기기에서 PPG의 측정도중 동잡음에 의해 신호의 피크점이 기준으로 정한 범위를 벗어나 상한으로 포화되는 현상이 발생 할 수 있다. 이때 상기 마이크로프로세서(150,250,350)의 PPG신호가 포화되어 측정에 오차가 생기는 것을 미리 방지 하기 위해 PPG신호의 ADC를 거친 후의 값(ADC INPUT-DATA)이 미리 설정된 일정 기준신호 값을 초과한 경우, 신호기준레벨을 단계적으로 하강 시킨다. 상기 일정 기준신호값은 사용하는 시스템의 전압에 따라 다르게 정의 할 수 있는데, 공급전원이 3V인 경우 포화한계전압값(V_{max})을 2.2V, 차단한계전압값(V_{min})을 0.8V로 정의할 수 있다.
- <39> 상기 신호기준레벨은 공급전원의 중간값으로 설정하되, 신호의 특성상 중간점보다 낮게 또는 높게 잡을 수 있다. 예를들면, 공급전원 전압이 3V인 경우 신호기준레벨을 1.2V 내지 1.5V 로 하며, 공급전원 전압이 5V인 경우에는 2.5V 근처를 중심으로 신호기준 레벨을 설정 할 수 있다. 심전도의 리드 1인 경우에는 신호기준레벨을 0.5V 내지 1.0V로 설정하는 것이 바람직하다. 플러스와 마이너스 양전원이 사용될 경우 접지신호를 0V로 하는 것이 바람직하다.
- <40> 측정되는 생체신호는 신호접지 레벨을 기준으로 상하로 변화하게 된다. 상기 신호기준레벨조정부(175,275,375)는 상기 마이크로 프로세서(150,250,350)의 DAC단자에 연결 되어 있어서 DAC단자를 조정하기 위해 마이크로프로세서의 레지스터의 값을 1포인트씩 감소 시키면 된다. 마이크로프로세서가 3V 에서 동작하고, 해당 레지스터가 8비트라면 DAC 출력값을 0.011볼트씩 256단계를 상하로 조정 할 수 있다. ADC INPUT-DATA가 포화한계전압값(V_{max})을 초과하거나 차단한계전압값(V_{min})에 미치지 못하는 정도를 계산해 상기 마이크로프로세서(150,250,350)가 신호기준레벨을 단계적으로 하강 시키거나 상승시킬 수 있어서, PPG신호가 포화 또는 차단 되기 전에 정상적인 위치에 들어오게 되고 다시 안정된 신호를 얻을 수 있게 된다.
- <41> 아래의 [수학식 1]은 포화 또는 차단영역이 발생할 경우, 신호접지레벨을 단계적으로 상승 또는 하강 시키기 위해 마이크로 프로세서가 수행하는 알고리즘을 나타낸 것이다.

수학식 1

- <42> ADC INPUT-DATA > 포화한계전압값(V_{max}) 일때,
- <43> DAC_레지스터(신호기준레벨) = DAC_레지스터(신호기준레벨) - 1
- <44> ADC INPUT-DATA < 차단한계전압값(V_{min}) 일때,
- <45> DAC_레지스터(신호기준레벨) = DAC_레지스터(신호기준레벨) + 1
- <46> 도 13은 도9의 실시간 안정화 장치의 기능을 구현한 알고리즘을 나타낸 것이다.
- <47> 이하, 도 9와 연계하여 도 13을 상세히 설명한다.
- <48> 상기 실시간 안정화 장치(371)는 마이크로 프로세스(350)의 출력신호인 ADC 입력신호 진폭값(A_{in})을 읽어들이는 기능(200)을 수행한다. 상기 ADC 입력신호 진폭값(A_{in})이 상한강도기준신호 값으로 정의된 포화한계진폭값(A_{max})보다 큰 경우(210), LED 구동 전류를 감소(220) 시키고, 음수의 보상신호함수(CSF)를 출력하여 보상 처리하도록 광센서구동전류제어부(376)에게 명령을 내리는 기능(230)을 수행한다.
- <49> 만일, 상기 ADC 입력신호 진폭값(A_{in})이 하한강도기준신호 값으로 정의된 차단한계진폭값(A_{min})보다 작은 경우(240), LED 구동 전류를 증가시키고(250), 양수의 보상신호함수(CSF)를 출력하여 보상처리하도록 광센서구동전류제어부(376)에게 명령을 내리는 기능(260)을 수행한다.
- <50> 상기 일련의 과정은 마이크로 프로세서(350)에 의해 소프트웨어적으로 구현되며, 이에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정할 수 있게 된다.
- <51> 상기 포화한계진폭값(A_{max})은 구동전압내의 정상 진폭값의 60% 이상 값으로 미리 설정할 수 있으며, 차단한계진폭값(A_{min})은 구동전압내의 정상 진폭값의 30% 이하 값으로 미리 설정할 수 있다. 이는 일률적으로 정해지는 값이 아니라, 시스템에 따라 적당한 값으로 조정될 수 있다.

<52> 이하, 구체적인 동작예를 도9와 연계해 도 13을 상세히 부연 설명한다.

<53> 예를 들면, PPG 신호 측정 도중 피측정자의 생체적 이유로 인해 마이크로 프로세서에서 출력되는 신호의 진폭이 차단한계진폭값(A_{min})인 0.6V 보다 작은 0.2V이어서 측정에 오류가 발생하게 된다. 이때 마이크로 프로세서(350)는 ADC를 통해 상기 마이크로 프로세서(350)로 들어온 수치로 이 상황을 감지하여 LED(312)와 연결된 실시간 안정화 장치(371)의 광센서구동전류제어부(376)를 조절해 LED에 흐르는 구동 전류를 증가시킨다. 상기 마이크로 프로세서(350)가 3V에서 동작하고, 광센서구동전류제어부(376)를 제어하는 레지스터가 8비트라면 256단계로 LED(312)에 걸리는 전압을 조정 할 수 있다. 만약, 여기서 LED(312)의 캐소드가 DAC(374)와 연결되어 있다면 DAC 레지스터의 값이 작으면 작을 수록 많은 전류가 흘러 신호가 커지게 된다. 따라서, 사전에 미리 실험을 통해 전류량에 따른 신호의 진폭을 테이블로 만들어 두었다가 이러한 상황이 생기게 되면 테이블 값을 참조하여 진폭을 조절하는 것이다.

<54> 아래의 [표1]은 PPG 측정 LED(312)와 센서(311)를 사용 하였을 경우, DAC 출력 값에 따라 LED의 입력전압이 변하는 것을 테이블로 만들어 놓은 것이다.

표 1

<55>	DAC출력전압(V)	0.6	0.77	0.94	1.15	1.32	1.49	1.67	1.84
	LED입력전압(V)	1.3	0.85	0.75	0.6	0.5	0.26	0.2	0.18

<56> 상기 예에서는 ADC(340)를 통해서 들어오는 신호의 진폭이 차단한계진폭값(A_{min})보다 작다고 판단되는 경우, 즉 신호가 차단되는 경우에는 DAC(374) 레지스터의 값을 감소해서 LED 입력전압을 증가시킴으로써 실시간으로 안정된 생체신호를 측정할 수 있다. 마찬가지로 ADC(340)를 통해서 들어 오는 신호의 진폭이 포화한계진폭값(A_{max})보다 크다고 판단되는 경우, 즉 신호가 포화되는 경우에는 DAC(374) 레지스터의 값을 증가시켜 LED 입력전압을 감소시킴으로써 실시간으로 안정된 생체신호를 측정할 수 있다.

<57> 이하, 상기 도 13의 보상신호(230,260) 함수에 대해 상세히 설명한다.

<58> 상기 보상신호함수(CSF)는 아래 [수학식2]와 같이 표현된다.

수학식 2

$$CSF[i] = \bar{\mp} \left[(SGVLin - SGVL) \times GAIN \right] \times e^{-\frac{[i]}{rc}}$$

$$X[i] = X[i] \bar{\mp} CSF[i]$$

<61> 여기서, CSF[i]는 보상신호함수를 나타내며, SGVL_{in} 는 센서(311)에서의 신호접지레벨값, SGVL는 저주파대역필터(322)에서의 신호접지레벨값, GAIN은 증폭기(330)의 이득값, X[i]는 마이크로 프로세서(350) 내부에서 ADC를 해서 읽어온 값을 나타낸다.

<62> 상기 CSF[i]는 스파크 형태의 과도(transient) 현상을 제거하기 위한 것으로 보상을 위해 마이크로 프로세서 내부에서 디지털적으로 연산을 해준다.

<63> X[i]는 마이크로프로세서 내부에서 ADC를 해서 읽어온 값으로 이 입력 값에 보상신호함수(CSF[i])를 더해주는데, 도 18에서 도시한 바와 같이, 위 또는 아래로 스파크 형태의 노이즈가 있는 경우, 보상신호함수(CSF[i]) 값을 감산(-) 또는 가산(+)해 줌으로써, 실시간으로 안정되게 생체신호를 측정하는 알고리즘을 구현한다.

<64> 도 14는 본발명의 실시예에 따라 심전도에 있어서 측정 신호가 차단되거나 포화되는 경우 개선된 것을 나타낸 것이다.

- <65> 도 15는 본발명의 실시예에 따라 광용적맥파에 있어서 측정 신호가 차단되거나 포화되는 경우 개선된 것을 나타낸 것이다.
- <66> 도 16은 본발명의 실시예에 따라 구동범위가 좁아 해상도가 없는 심전도 신호 신호를 증폭도를 피드백 제어시켜 해상도를 증가시킨 것을 나타낸 것이다.
- <67> 도 17은 본발명의 실시예에 따라 광용적맥파에 있어 미약한 신호를 LED 광량을 증가시켜 해상도를 증가시킨 것을 나타낸 것이다.
- <68> 도 18은 종래의 LED 구동 전류량을 조절할 때 불연속선의 스파크가 생기는 현상을 나타낸 것이다.
- <69> 광량변화에 의한 신호의 진폭 변화는 일정량의 과도(transient) 현상을 만든다. 이는 마이크로프로세서의 DAC 출력이 계단 형식으로 올라가기 때문에 생기는 현상으로서, 도 18에서 도시한 바와 같이 위의 그래프는 DAC의 출력이 계단 형식이 올라가는 모양을 나타낸 것이고, 아래의 그래프는 DAC의 계단형식 출력 때문에 입력신호에 스파크 형태의 노이즈가 생긴 파형을 도시한 것이다.
- <70> 도 19는 종래 LED 구동 전류량을 조절할 때 불연속선의 스파크를 제거하지 않은 파형을 나타낸 것이다.
- <71> 도 20은 본 발명에 따라 LED 구동 전류량을 조절할 때 불연속선의 스파크 제거를 위해 보상을 준 파형을 나타낸 것이다.
- <72> 보상해 주는 방법은 상기 설명한 바대로 보상신호함수(CSF)를 신호가 포화일 때는 음수의 보상신호함수(CSF)값을 신호가 차단될 때는 양수의 보상신호함수(CSF)값을 $X[i]$ 에 더해주면 된다. 이로써, 실시간으로 안정되게 생체신호를 측정하는 알고리즘을 구현할 수 있게 된다.
- <73> 이상에서 본 발명에 대한 기술사상을 첨부 도면과 함께 서술하였지만, 이는 본 발명의 바람직한 실시 예를 예시적으로 설명한 것이지 본 발명을 한정하는 것은 아니다. 또한 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 이라면 누구나 본 발명의 기술적 사상의 범주를 이탈하지 않는 범위 내에서 다양한 변형 및 모방이 가능함은 명백한 사실이다.

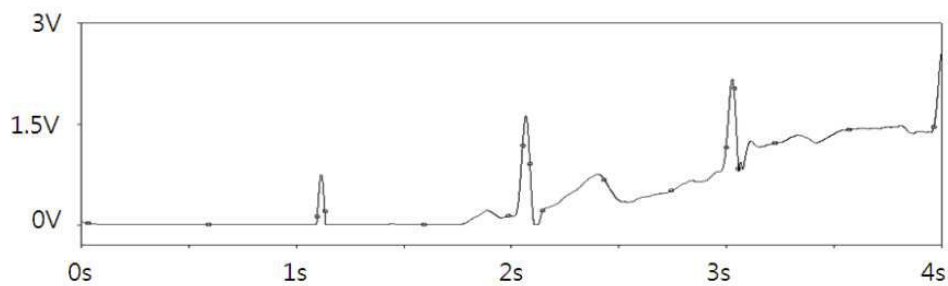
도면의 간단한 설명

- <74> 도 1은 종래의 실시예에 따른 심전도에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호가 차단되는 경우를 나타낸 것이다.
- <75> 도 2는 종래의 실시예에 따른 심전도에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호가 포화되는 경우를 나타낸 것이다.
- <76> 도 3은 종래의 실시예에 따른 심전도에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호에 동작음이 생긴 경우를 나타낸 것이다.
- <77> 도 4는 종래의 실시예에 따른 광용적맥파에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호가 차단되는 경우를 나타낸 것이다.
- <78> 도 5는 종래의 실시예에 따른 광용적맥파에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호가 포화되는 경우를 나타낸 것이다.
- <79> 도 6은 종래의 실시예에 따른 광용적맥파에 있어서 시간에 따라 측정되는 신호에 동작음이 생긴 경우를 나타낸 것이다.
- <80> 도 7은 본발명의 제1 실시예에 따른 접촉식 전극센서에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 나타낸 것이다.
- <81> 도 8은 본발명의 제2 실시예에 따른 비접촉식 광센서에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 나타낸 것이다.
- <82> 도 9는 본발명의 제3 실시예에 따른 비접촉식 광센서에 의해 실시간으로 안정된 생체신호를 측정하는 장치를 나타낸 것이다.
- <83> 도 10은 도7, 도8의 실시간 안정화 장치를 내장형으로 구성한 것을 나타낸 것이다.
- <84> 도 11은 도 9의 실시간 안정화 장치를 내장형으로 구성한 것을 나타낸 것이다.
- <85> 도 12는 도7, 도8의 실시간 안정화 장치의 기능을 구현한 알고리즘을 나타낸 것이다.

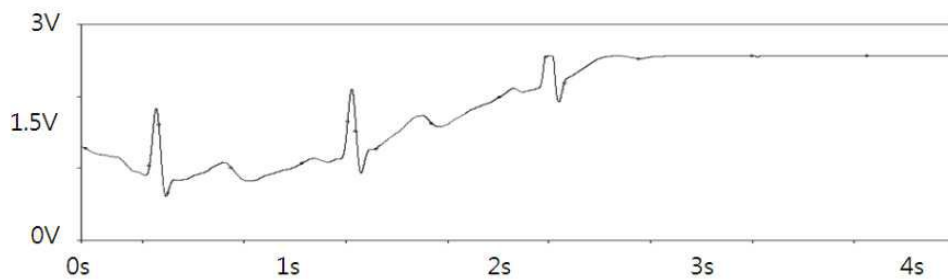
- <86> 도 13은 도9의 실시간 안정화 장치의 기능을 구현한 알고리즘을 나타낸 것이다.
- <87> 도 14는 본발명의 실시예에 따라 심전도에 있어서 측정 신호가 차단되거나 포화되는 경우 개선된 것을 나타낸 것이다.
- <88> 도 15는 본발명의 실시예에 따라 광용적맥파에 있어서 측정 신호가 차단되거나 포화되는 경우 개선된 것을 나타낸 것이다.
- <89> 도 16은 본발명의 실시예에 따라 구동범위가 좁아 해상도가 없는 심전도 신호 신호를 증폭도를 피드백 제어시켜 해상도를 증가시킨 것을 나타낸 것이다.
- <90> 도 17은 본발명의 실시예에 따라 광용적맥파에 있어 미약한 신호를 LED 광량을 증가시켜 해상도를 증가시킨 것을 나타낸 것이다.
- <91> 도 18은 종래의 LED 구동 전류량을 조절할때 불연속선의 스파크가 생기는 현상을 나타낸 것이다.
- <92> 도 19는 종래의 LED 구동 전류량을 조절할때 불연속선의 스파크를 제거하지 않은 파형을 나타낸 것이다.
- <93> 도 20은 본발명에 따라 LED 구동 전류량을 조절할때 불연속선의 스파크 제거를 위해 보상을 준 파형을 나타낸 것이다.

도면

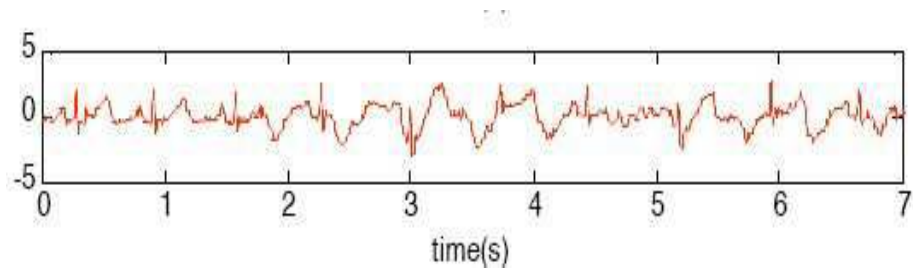
도면1



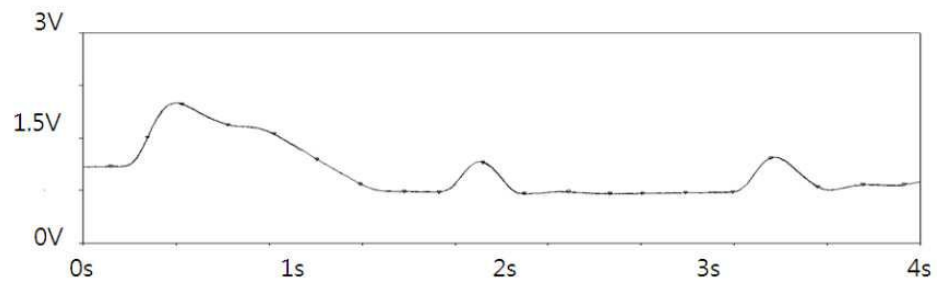
도면2



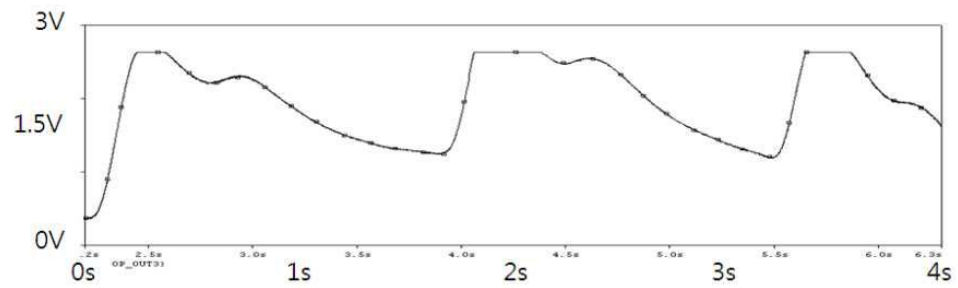
도면3



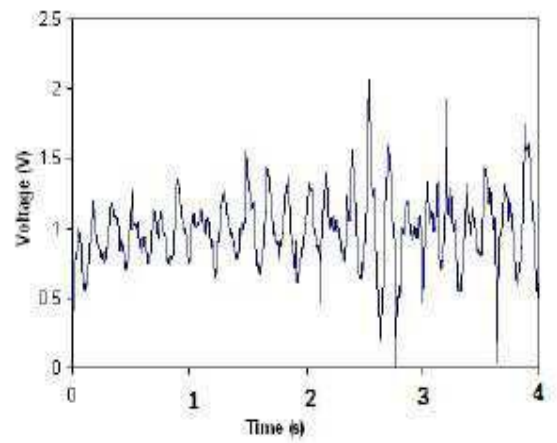
도면4



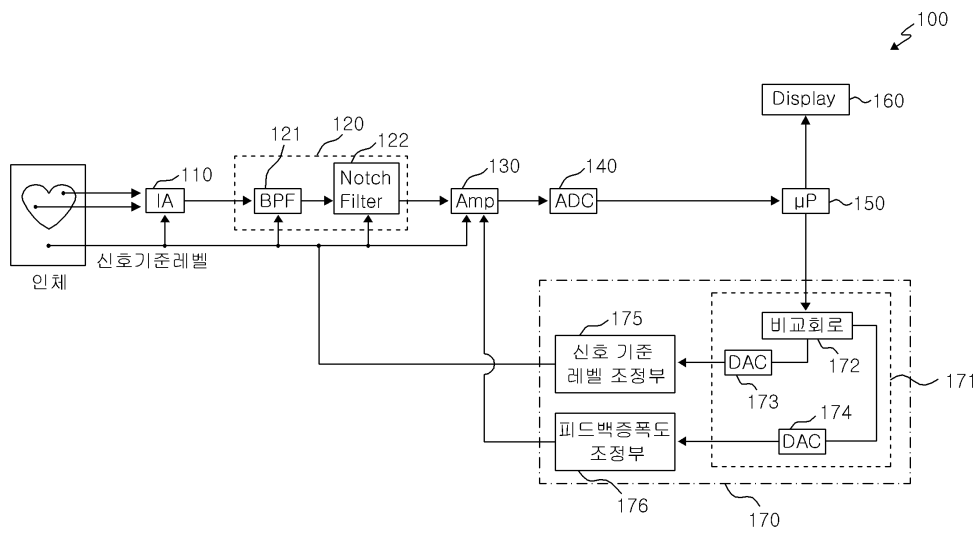
도면5



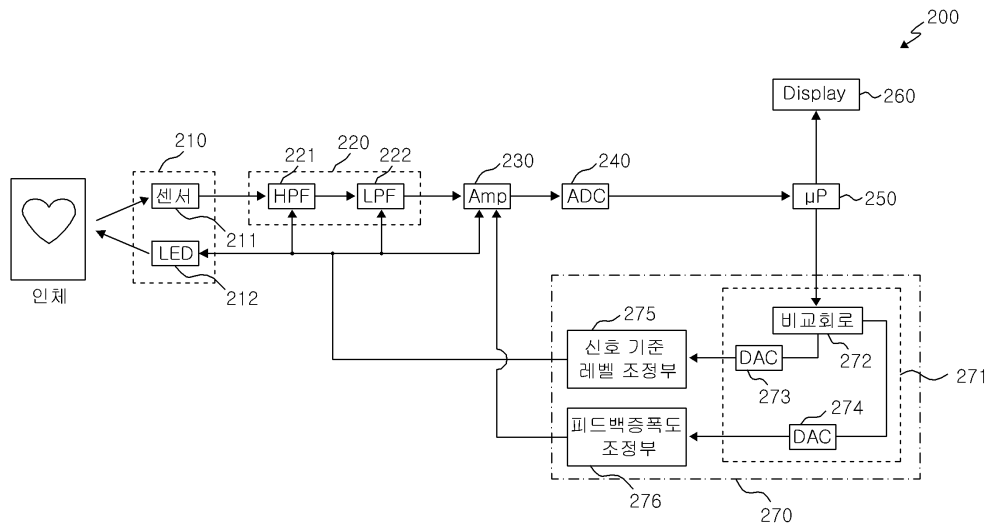
도면6



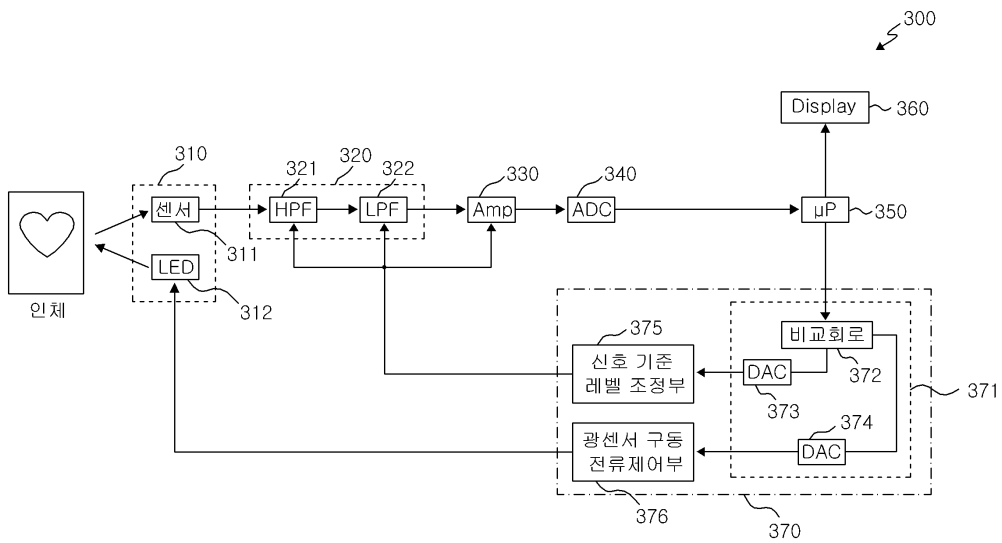
도면7



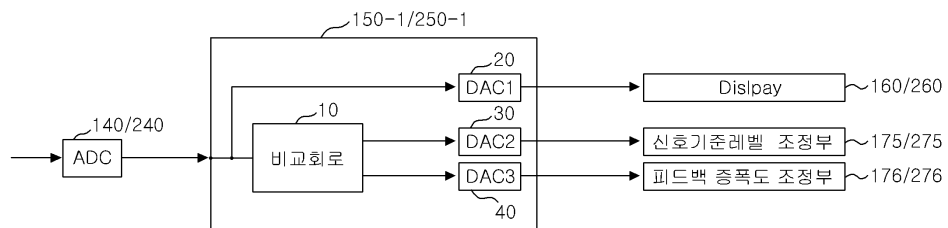
도면8



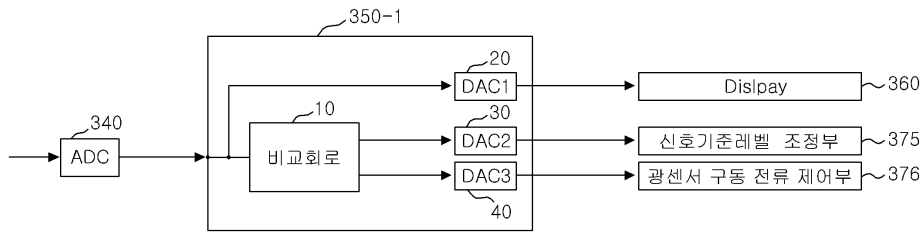
도면9



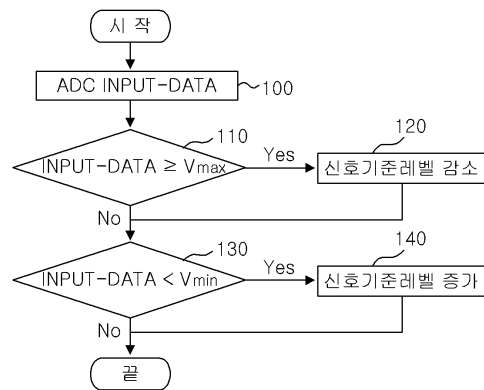
도면10



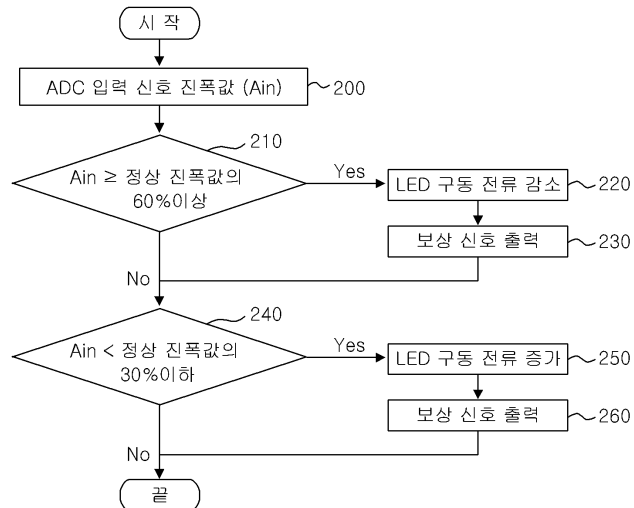
도면11



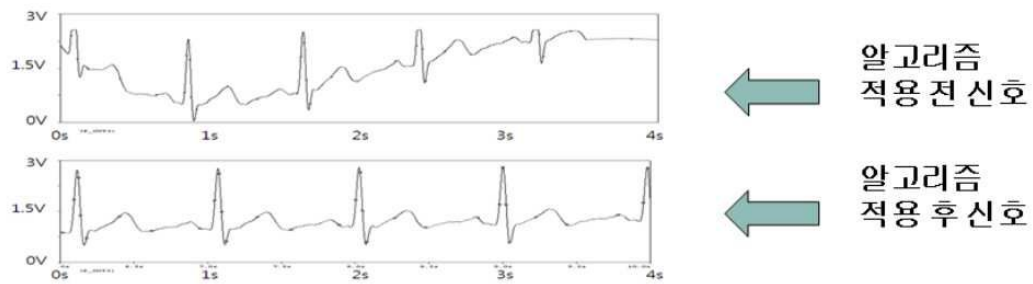
도면12



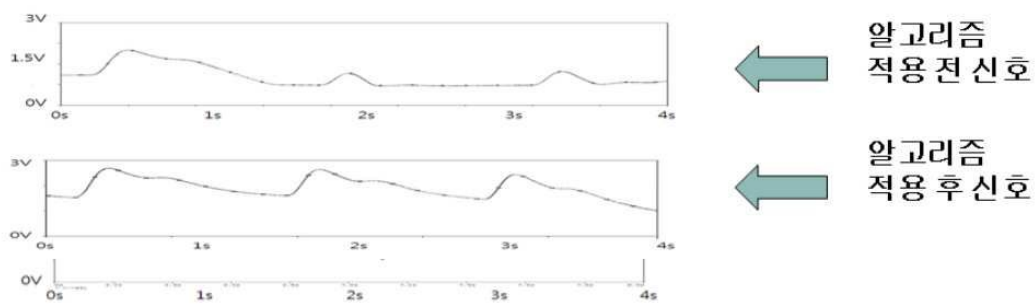
도면13



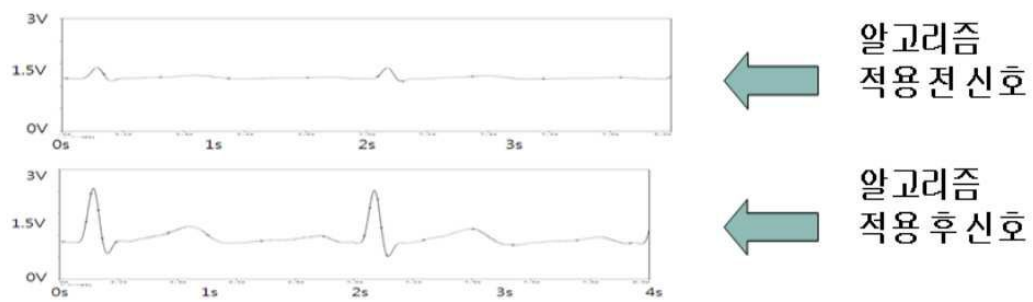
도면14



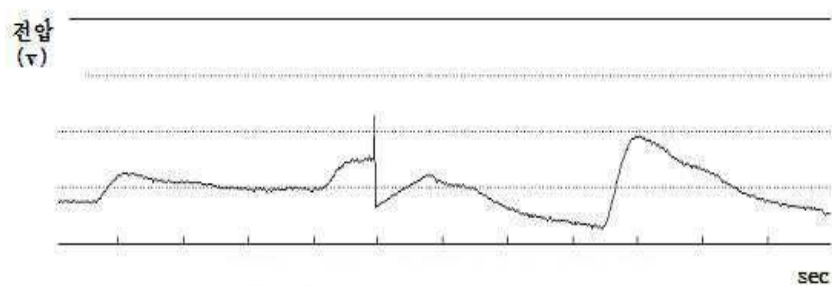
도면15



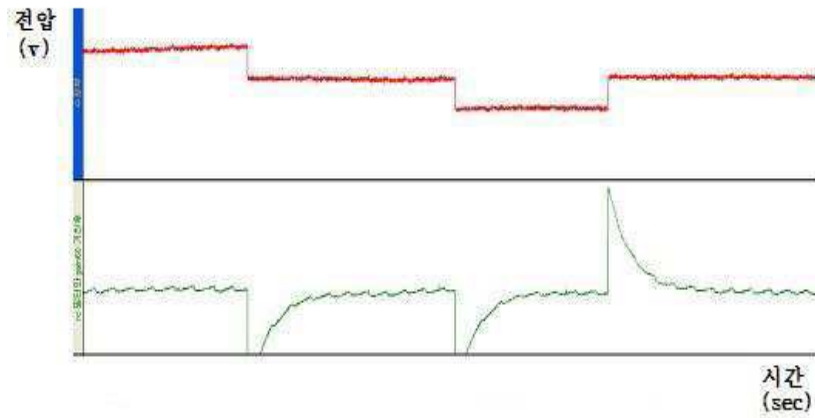
도면16



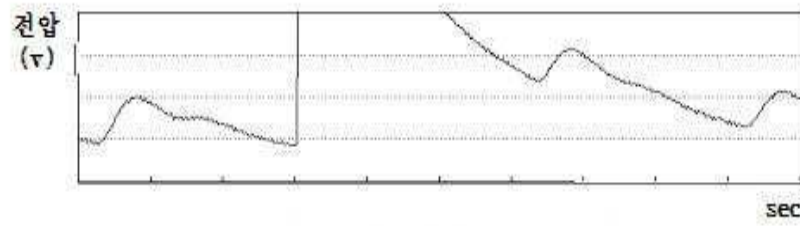
도면17



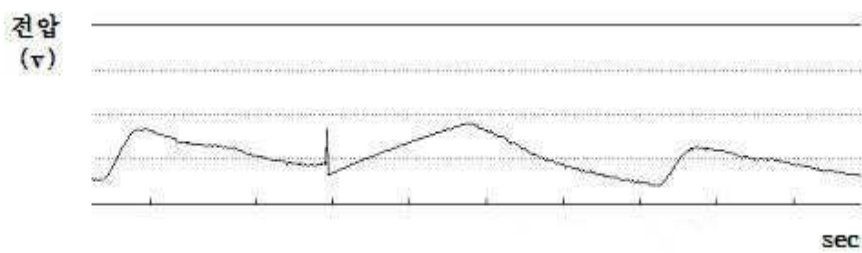
도면18



도면19



도면20



专利名称(译)	一种实时测量稳定生物信号的装置。		
公开(公告)号	KR1020090040132A	公开(公告)日	2009-04-23
申请号	KR1020070105763	申请日	2007-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	首尔科学技术大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	科学的首尔国立大学和科技产业，学术交流基金会		
当前申请(专利权)人(译)	科学的首尔国立大学和科技产业，学术交流基金会		
[标]发明人	YOON GIL WON 윤길원 SHIN WOO SIK 신우식 PARK CHAN OH 박찬오		
发明人	윤길원 신우식 박찬오		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00		
代理人(译)	LEE, CHEOL HEE		
其他公开文献	KR100949530B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种用于测量稳定生物信号的装置，该装置还包括反馈控制器，用于反馈所确定的放大控制信号。心电图，光电数字脉冲波，生物信号，反馈控制。

