(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl.[7]
A61B 5/04

(11) 공개번호 10-2004-0095489
(43) 공개일자 2004년11월15일

(21) 출원번호 10-2003-0029365
(22) 출원일자 2003년05월09일

(71) 출원인 삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 매탄동 416

(72) 발명자 배상곤
경기도용인시기흥읍농서리삼성종합기술원기숙사

윤길원
서울특별시성동구옥수2동현대아파트104동601호

이종연
경기도용인시기흥읍상갈리상갈주공아파트307동707호

(74) 대리인 이영필
이해영

심사청구 : 있음

(54) 귀속형 생체 신호 측정 장치 및 이를 이용한 생체신호측정 방법

요약

본 발명은 귀속형 생체신호 측정 장치를 개시한다. 본 발명의 생체 신호 측정 장치는, 외부면이 귀속 피부에 밀착되도록 귀속에 삽입되며, 외부면을 통해서 귀속 피부에 서로 다른 파장을 갖는 복수의 광을 조사하고, 귀속 피부로부터 반사된 광을 검출하여 생체 정보가 포함된 PPG 신호를 출력하는 PPG 측정 모듈을 포함하는 생체 신호 측정부; PPG 측정 모듈에서 측정된 PPG 신호를 이용하여 소정의 생체 정보를 생성하는 PPG 신호 처리부를 포함하는 제어부; 및 제어부에서 생성된 생체 정보를 사용자에게 표시하는 출력부를 포함한다.

대표도

도 5b

명세서

도면의 간단한 설명

도 1 은 종래기술에 따른 귀속형 체온 측정 장치의 일예를 나타내는 블록도이다.

도 2 는 종래기술에 따른 생체신호 측정 기능을 구비한 모바일 기기의 일예를 나타내는 도면이다.

도 3 은 도 2 에 도시된 종래기술의 생체 정보 측정기능을 가진 모바일 기기의 구성을 도시하는 블록도이다.

도 4 는 도 3 의 심박수 측정부의 구성을 도시하는 상세 블록도이다.

도 5a 는 본 발명의 바람직한 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 장치의 구성을 도시하는 블록도이고, 도 5b 는 본 발명에 따른 생체 신호 측정 장치를 모바일 기기를 이용하여 구성한 일실시예를 도시하는 도면이다.

도 6 은 도 5a 에 도시된 제어부의 구성을 도시하는 블록도이다.

도 7 은 도 6 에 도시된 체온 처리부의 구성을 도시하는 상세 블록도이다.

도 8 은 도 6 에 도시된 PPG 측정 모듈 및 PPG 신호 처리부의 구성을 도시하는 상세 블록도이다.

도 9 는 도 8 에 도시된 신호처리부의 구성을 도시하는 상세 블록도이다.

도 10 은 흑체의 파장별 복사 에너지를 도시한 그래프이다.

도 11 은 센서 필터의 투과율 특성을 도시하는 도면이다.

도 12 는 센서의 온도 특성을 도시하는 도면이다.

도 13 은 측정된 PPG 파형을 도시하는 개념도이다.

도 14 는 본 발명에 따른 맥박수 측정 방법을 설명하는 흐름도이다.

도 15a 는 검출된 맥박 신호를 도시하는 도면이고, 도 15b 는 본 발명에 따른 사용자의 호흡을 검출하는 방법을 설명하는 도면이다.

도 16 은 동시에 측정된 PPG 신호 및 호흡 신호를 도시하는 도면이다.

도 17 은 본 발명의 PPG 신호를 이용하여 검출한 호흡 신호 및 도 16에 도시된 호흡신호를 고역 필터링한 호흡신호를 도시하는 도면이다.

도 18 은 본 발명의 바람직한 제 2 실시예에 따른 생체 신호 측정 장치의 구성을 도시하는 블록도이다.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 귀속형 생체 신호 측정 장치 및 방법에 관한 것이다. 구체적으로, 하나의 장치에서 편리하게 체온, 호흡, 맥박, 산소포화도와 같은 다수의 생체 신호를 측정할 수 있으며, 귓속에 삽입함으로써 피측정자의 움직임에 의해 나타나는 동잡음을 최소화할 수 있는 구조를 가지는 귀속형 생체신호 측정 장치 및 방법 에 관한 것이다.

인체에 이상이 발생하게 되면 혈압 증가, 맥박 증가, 및 심전도 변화와 같은 여러 가지의 변화가 나타나게 된다. 그 중에서 체온 상승은 가장 대표적인 인체 이상의 징후이므로, 병원이나 일반 의료 기관에서는 환자의 진단을 위해서 필수적으로 측정해야하는 항목 중에 하나이다. 일반적인 체온 측정 방법으로는 수은 체온계에 의한 방법이 있으며, 최근에는 인체 내부의 체온을 대표하면서도 체외부 온도에 영향을 적게 받는 귀속형 체온계가 많이 개발되어 사용되고 있다. 이러한 귀속형 체온계는 체내 온도와 동일한 고막에서 방사되는 적외선의 량을 검출하여 이를 체온으로 환산하는 것으로 측정 시간이 짧고, 측정 부위가 귀속이므로 타 부위에 비하여 측정하기 편리한 이점을 가지고 있다.

또한, 맥박은 손가락으로 촉지할 수 있는 동맥의 율동적 확장운동을 말하는 것으로 동맥의 율동적 확장은 심장의 수축과 연관되어 발생되는 것이므로 맥박을 통해 심장의 박동횟수(수축횟수)를 추정할 수 있다. 따라서, 환자의 신체에 이상이 생기면 안정된 상태에서도 맥박수나 리듬, 세기 등이 변하기 때문에 이것을 측정하므로써, 건강상태를 점검할 수 있다.

한편, 산소 포화도는 산소가 포화된 동맥혈의 양(SpO_2)을 말한다. 이는 폐기능을 평가하거나, 가정에서 산소 치료시 혈액속의 산소 농도의 평가, 또는 천식 및 폐기종의 평가를 위해 측정되어진다. 호흡은 인체로 부터 폐기(廢氣), 즉 탄

산가스를 배출하는 기능과 산소를 공급하는 역할을 부단히 하고 있다. 인간의 폐는 외부에서 들어오는 공기를 넓은 면적에 담았다가 탄산가스는 내뿜고 산소만 흡수한다. 폐동맥은 기압의 차이를 이용하여 온몸에서 운반해 온 탄산가스를 폐포를 통해 호기와 더불어 배출한다. 그 반면 폐정맥의 피는 흡입된 공기로부터 산소를 흡수하여 깨끗한 피가 되어 심장에 들어간다. 따라서, 호흡이 불안정하면 몸의 산소 공급이 원천적으로 차단되며 이는 각 기관의 기능저하를 가져오게 된다. 특히, 산소 포화도는 각 기관에 산소를 공급하기 위한 직접적인 양으로써 신진 대사에 대단히 유용한 정보를 제공한다.

도 1 은 상술한 바와 같은 생체 정보 중에서, 체온을 측정하기 위한 종래 기술인 대한민국 특허 제 10-0353380호의 방사형 체온계의 일예를 도시한 도면이다. 도 1 에 도시된 방사형 체온계는 적외선이 통과하는 프로브(110), 최소 하나의 사람의 고막 및 고막의 주변 영역 중 적어도 한 곳으로부터 방사되는 적외선을 상기 프로브를 통해 수광하는 수광부(120), 수광부의 출력으로부터 온도를 계산하는 신호처리수단(130), 및 온도를 출력하는 표시부/음향부(140)로 구성된다.

수광부는 상기 프로브를 통과한 적외선을 집광하는 집광 소자와, 상기 집광 소자로 집광된 적외선을 받아 고막 및 상기 고막의 주변 영역 중 적어도 한 곳으로부터 방사되는 적외선을 수광하도록 배치된 적외선 수광소자를 구비한다.

그러나, 도 1 에 도시된 종래의 귀속형 체온계는 별도의 체온계 장치이므로, 체온을 측정하기 위해서는 항상 체온계를 휴대하여야 하는 번거러움이 있다. 또한, 정확한 체온 측정을 위해 외이도와 체온계의 팁이 밀착되어야 하므로 타인에 의해 측정이 이루어질 경우, 착용감을 본인이 직접 조절할 수가 없게 된다. 한 편, 본인이 직접 측정하는 경우에 착용감은 스스로 조절할 수 있으나, 측정이 정확히 이루어졌는지 혹은 측정값이 얼마인지를 확인하기 위해서 측정이 종료되고 난 후 체온계를 외이도와 분리하여 표시부를 확인하여야 하므로 자가 진단용으로는 적당하지 않다. 따라서, 이러한 방사형 체온계는 현재 타인이나 의료진에 의한 측정에 주로 사용되고 있다. 또한, 이러한 방사형 체온계를 현재 개발 중에 있는 원격 진료에 활용하기 위해서는 별도의 전송 장치를 통하여 측정 결과값을 전송하여야 하므로 기기간의 인터페이스 부분이 필요하게 된다. 따라서, 장시간 혹은 빈번히 측정된 결과를 모니터링 하기는 어려움이 많다.

한편, 도 2 는 종래기술인 국내 특허공개 제2002-11730호에 개시된 생체신호 측정 기능을 구비한 모바일 기기의 일예를 나타내는 도면이다. 도 2 에 도시된 생체신호 측정 기능을 구비한 모바일 기기는 생체 정보 측정기의 휴대의 불편함을 해결하기 위한 것으로, 사용자의 신체로부터 검출된 심박수와 체지방율을 기초로 심장의 기능을 진단하거나 비만도를 체크할 수는 있는 휴대 통신 단말기이다. 여기서, 휴대 통신 단말기의 몸체의 일 측면에는 사용자의 생체 정보를 측정하기 위한 전극(2a, 2b, 2c, 2d)이 부착되어 있다.

도 3 은 도 2 에 도시된 종래기술의 생체 정보 측정기능을 가진 모바일 기기의 구성을 도시하는 블록도이다. 휴대 통신 단말기(300)는 음성을 통해 정보를 교환하는 기능을 수행할 수 있을 뿐만 아니라, 생체 정보를 측정하기 위하여 크게 통신 단말 모듈(320)과 생체 정보 측정 모듈(310)로 구성된다. 통신 단말 모듈(320)은 사용자 인터페이스로서 송/수화부(326)를 포함하며, 문자 정보를 교환 할 수 있는 LCD와 같은 화면 표시부(321), 키 패드와 같은 입력부(322)를 포함한다. 입력부(322)는 사용자가 휴대 통신 단말기를 조작하거나 제어하는데에도 이용된다. 휴대 통신 단말기의 정보 교환은 무선 통신부(323)를 통한 무선 데이터의 송수신으로 이루어질 수 있다. 메모리부(324)는 휴대 통신 사용자의 정보를 저장하거나 중앙제어부(325)의 제어 동작에 필요한 데이터를 저장한다.

한편 생체 정보 측정 모듈(310)은 체지방 측정부(311)와 심박수 측정부(312)를 포함하며, 인터페이스(313)는 휴대 통신 단말기와 외부 전자기기 예컨데, 착탈식 생체 정보 측정 모듈과 데이터 교환을 제어한다.

도 4 는 도 3 의 심박수 측정부(312)의 구성을 도시하는 상세 블록도이다. 심박수 측정부(312)는 전압 생성부(401), 전극(402), 증폭기(403), 펄스 정형기(404), 펄스 카운터(405) 및 인터페이스(406)로 구성된다. 이러한 심박 측정부(312)의 동작을 설명하면, 휴대 통신 단말기의 본체에 부착된 전압 생성부(401)의 전극을 피검체의 신체 일부분, 예컨데 오른손과 왼손에 밀착시키면 피검체의 심장 박동에 의한 전압 변동을 감지할 수 있다. 이 전압 변동은 증폭기(403), 예컨데 차동 증폭기에 의해 증폭된다. 증폭된 전압 변동 신호는 펄스 정형기(404)에 의해서 펄스 신호로 변환한다. 펄스 신호는 펄스 카운터(405)에서 카운트되어 심장 박동수가 구해진다. 펄스 카운터의 출력 신호는 디지털 신호로서 인터페이스에 입력된다. 중앙제어부(325)는 계산된 심박수를 디스플레이에 표시하며, 무선 통신부(323)을 통해 전송한다. 종래 기술에서 사용된 전극은 체지방 측정 과정에서 사용되는 전압 측정 전극 중 일부분을 사용하게 된다.

그러나, 생체 정보 측정 휴대 통신 단말기는 생체 정보 측정을 위해 전극을 사용하므로, 전극을 누르는 힘에 의해 나타날수 있는 동잡음에 영향을 받게 되고, 피부와 직접 접촉하여 측정되므로 접촉 전극 및 피검부의 오염 여부에 민감하며, 특히 전극에 외부에 노출될 경우 손상 및 오염되기 쉬우므로 휴대용 통신 단말기와 같은 응용에는 적합하지 않다.

또한, 산소포화도와 같은 정보는 혈중에 포함된 성분을 검출하여야 하므로 산화 및 환원 헤모글로빈의 농도에 따라 다른 특성을 가지는 입력 신호를 각각 인가하여 이에 따른 차이를 사용하는 방법이 일반적이지만 종래의 방법에서는

하나의 전극에서 여러 종류의 입력 신호를 인가 할 수 있는 구조가 아니므로, 맥박 외의 기타 항목 측정을 위해서는 부적합하다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는, 상술한 종래 기술의 문제를 해결하기 위하여, 체온 측정을 위하여 휴대가 간편하고 자가 진단이 가능하도록 착용감을 스스로 조절할 수 있으며, 다른 전송 기기와 접속할 필요없이 측정된 생체 정보를 전송할 수 있어 장시간 모니터링이 가능하고, 2개 이상의 서로 다른 파장을 가지는 광을 인가하여 나타나는 흡수도 변화를 이용하여 산소 포화도를 측정함과 동시에, 맥박 및 호흡 정보에 관한 측정이 가능한 생체 신호 측정 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

발명의 구성 및 작용

상술한 기술적 과제를 이루기 위한 본 발명의 생체 신호 측정 장치는, 외부 면이 귀속 피부에 밀착되도록 귀속에 삽입되며, 외부면을 통해서 귀속 피부에 서로 다른 파장을 갖는 복수의 광을 조사하고, 귀속 피부로부터 반사된 광을 검출하여 생체 정보가 포함된 PPG 신호를 출력하는 PPG 측정 모듈을 포함하는 생체 신호 측정부; PPG 측정 모듈에서 측정된 PPG 신호를 이용하여 소정의 생체 정보를 생성하는 PPG 신호 처리부를 포함하는 제어부; 및 제어부에서 생성된 생체 정보를 사용자에게 표시하는 출력부를 포함한다.

한편, 상술한 기술적 과제를 이루기 위한 본 발명의 다른 생체 신호 측정 장치는, 외부면이 귀속 피부에 밀착되도록 귀속에 삽입되고, 외부면을 통해서 귀속 피부에 서로 다른 파장을 갖는 복수의 광을 조사하고, 귀속 피부로부터 반사된 광을 검출하여 생체 정보가 포함된 PPG 신호를 출력하는 PPG 측정 모듈을 포함하며, PPG 신호를 출력하기 위한 복수의 전극을 포함하는 생체 신호 측정부; 음성을 출력하기 위한 스피커를 구비하고, 복수의 전극과 접합되는 복수의 전극을 외부에 구비하여 생체 신호 측정부의 출력 신호를 수신하는 이어폰; 이어폰에 구비된 전극을 통하여 PPG 모듈에서 측정된 PPG 신호를 수신하고, PPG 신호를 이용하여 소정의 생체 정보를 생성하는 PPG 신호 처리부, 및 이어폰으로 음성 신호를 출력하는 음향 처리부를 포함하는 제어부; 및 제어부에서 계산된 생체 정보를 사용자에게 표시하는 출력부를 포함한다.

또한, 상술한 생체 신호 측정 장치들의 PPG 측정 모듈은, 귀속 피부에 광을 조사하는 광원부; 및 광원부에 의해 조사되어 상기 귀속 피부에서 반사된 광을 검출하는 광검출부를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, 상술한 생체 신호 측정 장치들의 PPG 신호 처리부는, PPG 신호의 피크를 검출하기 위한 피크검출부; 및 피크의 값을 이용하여 소정의 생체 정보를 생성하는 신호 처리부를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, PPG 신호 처리부에 포함된 신호 처리부는, 상기 피크들의 시간 간격을 계산하여 맥박을 측정하는 맥박 검출부를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, PPG 신호 처리부에 포함된 신호 처리부는, 피크값이 검출된 PPG 신호를 대역 필터링하여 이용자의 호흡을 측정하는 호흡 검출부를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, PPG 신호 처리부에 포함된 신호 처리부는, 검출된 서로 다른 파장의 PPG 신호들의 AC 성분 및 DC 성분들을 검출하여 반사계수를 측정하는 반사계수 검출부; 및 서로 다른 파장의 반사 계수들의 비에 따라서 혈액내의 산소 포화도를 검출하는 산소포화도 검출부를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, 상술한 생체 신호 측정 장치들의 생체 신호 측정부는, 체내에서 방사된 적외선을 감지하고, 감지된 적외선에 대응되는 전기적 신호를 출력하는 체온 측정 모듈을 더 포함하고, 상술한 생체 신호 측정 장치들의 제어부는 상기 체온 측정 모듈에서 출력된 전기적 신호를 이용하여 이용자의 체온을 계산하는 체온 처리부를 더 포함하는 것이 바람직하다.

또한, 상술한 생체 신호 측정 장치들의 출력부 이동통신 단말기에 포함된 액정 디스플레이 장치인 것이 바람직하며, 제어부에서 생성된 이용자의 생체 정보는 상기 이동 통신 단말기를 통해서 소정의 진료 기관으로 무선 전송되는 것이 더 바 람직하다.

한편, 귀속에 삽입되어 이용자의 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정부, 측정된 생체 신호를 이용하여 이용자의 생체 정보를 생성하는 제어부, 및 이용자에게 생체 정보를 출력하는 출력부를 구비하는 귀속형 생체 신호 측정 장치에서 생체 신호를 측정하는 방법은 (a) 생체 신호 측정부에서 이용자의 고막 주변에서 방사되는 적외선을 수광하여 이용자

의 체온을 측정하는 단계; (b) 생체 신호 측정부에 밀착된 귀속의 피부에, 서로 다른 파장을 갖는 소정수의 광을 조사하여 생체 정보가 포함된 PPG 신호를 측정하고, PPG 신호를 이용하여 이용자의 산호 포화도, 맥박, 및 호흡수 중 적어도 하나를 측정하는 단계; 및 (c) (a) 단계 및 (b) 단계에서 측정된 생체 신호들 중 적어도 하나를 이용자에게 출력하는 단계를 포함하며, (a) 단계 및 (b) 단계는 동시에 수행되는 것이 바람직하다.

또한, 상술한 생체 신호를 측정하는 방법의 (b) 단계는, (b1) 일면이 귀속의 피부에 밀착되도록 생체 신호 측정부에 포함된 PPG 측정 모듈에서, 귀속의 피부에 서로 다른 파장을 갖는 소정수의 광을 조사하고, 피부에서 반사된 광을 수광하여 상기 PPG 신호를 출력하는 단계; (b2) PPG 신호 파형의 피크를 검출하는 단계; 및 (b3) 피크가 검출된 PPG 신호 파형을 이용하여 생체 정보를 생성하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, 상술한 (b3) 단계는, 검출된 서로 다른 파장의 PPG 신호들의 AC 성분 및 DC 성분들을 검출하여 반사계수를 측정하는 단계; 및 서로 다른 파장의 반사 계수들의 비에 따라서 혈액내의 산소 포화도를 계산하는 단계를 포함하는 것이 바람 직하다.

또한, 상술한 (b3) 단계는, 피크가 검출된 PPG 신호를 대역 필터링하여 이용자의 호흡수를 검출하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, 상술한 (b3) 단계는, 피크가 검출된 PPG 신호의 피크간의 시간 간격에 따라서 이용자의 맥박을 측정하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.

또한, 상술한 생체 신호 측정 방법이 수행되는 생체신호 측정 장치의 출력부는 이동통신 단말기에 구비된 액정 디스플레이이며, (c) 단계는 (a) 단계 및 (b) 단계에서 측정된 생체 신호를 이동통신 단말기를 통해서 소정의 진료 기관으로 무선 전송하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직할 실시예의 생체 신호 측정 장치 및 방법을 설명한다.

도 5a 는 본 발명의 바람직한 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 장치의 구성을 도시하는 블록도이고, 도 5b 는 본 발명에 따른 생체 신호 측정 장치를 모바일 기기를 이용하여 구성한 일실시예를 도시하는 도면이다.

도 5a 를 참조하면, 본 발명의 생체 정보 측정 장치는 귀속에 삽입되어 생체 신호를 측정하는 생체신호 측정부(500), 생체 신호 측정부(500)에서 측정된 생체 신호를 이용하여 생체 정보를 계산하는 제어부(550), 및 상기 제어부(550)에서 계산된 생체 정보 사용자에게 화면으로 출력하는 디스플레이부(590)를 포함한다. 또한, 생체 신호 측정부(500)는 귀속에서 방사되는 적외선을 이용하여 체온을 측정하는 체온 측정 모듈(510), 및 귀속 피부에 밀착되도록 삽입된 생체 신호 측정부(500)의 외부면에 설치되어 PPG(Photo Plethysmography) 신호를 측정하는 PPG 측정 모듈(520)을 포함한다.

본 발명의 생체 정보 측정 장치를 구현한 일 예를 도 5b에 도시하였다. 도 5a 및 도 5b를 참조하여, 본 발명의 생체 정보 측정 장치의 구조를 설명하면, 생체 신호 측정부(500)는 귀속에 삽입이 가능하도록 구성되며, 귀속의 피부와 밀착되는 외부면에 PPG 측정 모듈(520)이 설치되고, 삽입된 생체 신호 측정부(500)중에서 고막에 가까운 부분에 체온 측정 모듈(510)이 설치된다. 따라서, 본 발명의 생체신호 측정부(500)는 도 5b 에서 함께 도시된 이어폰(530)과 동일한 형태로 구성하는 것이 가능하다. 다만, 생체 신호 측정부(500)에 포함되는 체온 측정 모듈(510)은 고막 부위로부터 방사되는 적외선을 보다 효과적으로 감지할 수 있도록 고막 주위에 배치되는 것이 바람직하므로, 생체 신호 측정부(500)는 원추형으로 구성되고, 체온 측정 모듈은 원추형의 생체 신호 측정부(500)의 정점 부위에 배치되는 것이 바람직하며, 고막 주변의 적외선을 유도하는 도파관(511) 및 도파관을 통해서 입력된 적외선을 감지하도록 적외선 센서로 구현되는 수광부(513)로 구성된다.

한편, 본 발명의 디스플레이부(590)는 별도의 디스플레이 장치를 이용하는 것이 가능하고, 기존의 디스플레이 장치를 구비한 기기의 디스플레이 장치를 이용하는 것도 가능하다. 도 5b 는 본 발명의 디스플레이 장치로서 모바일 기기를 이용한 일 예를 도시하였다. 따라서, 본 발명의 디스플레이부(590)는 이동통신 단말기의 액정 디스플레이, PDA 의 액정 디스플레이, 및 컴팩트 디스크 플레이어의 액정 디스플레이 장치 등을 이용하여 구현될 수 있으며, 이동 통신 단말기기를 이용 하는 경우에는, 디스플레이된 생체 정보를 소정의 의료기관에 전송하여 원격진료를 수행하는 것이 가능하게 된다. 이하에서는 디스플레이부(590)로서 휴대기기를 이용한 경우를 예를 들어 설명한다.

한편, 본 발명의 제어부(550)는 생체신호 측정부(500)와 분리되어 구성되고, 생체신호 측정부(500)로부터 입력된 신호를 이용하여 생체 정보를 계산하고, 계산된 정보를 디스플레이부(590)로 출력하는 역할을 수행한다. 또한, 본 발명의 제어부(550)는 본 발명의 디스플레이부가 모바일 기기에 구현되는 경우에 모바일 기기의 내부에 설치되는 것이 가능할 뿐만 아니라, 모바일 기기 외부에 분리되어 설치된 경우에는, 도 5b 에 도시된 바와 같이 이어폰을 접속할 수 있는 잭을 구비하여 모바일 기기에서 출력되는 음향 신호를 제어하고 이어폰으로 출력하는 것이 가능하다.

도 6 은 본 발명의 제어부(550)의 구성을 도시한 블록도이다. 제어부(550)는 체온측정 모듈(510)의 적외선 센서에 의해 검출된 신호를 체온값으로 변환하기 위한 체온처리부(570), 및 PPG 검출 모듈(520)에 의해 검출된 PPG 신호를 이용하여 맥박, 호흡, 산소포화도 측정값을 생성하기 위한 PPG신호 처리부(580), 디스플레이부(590)가 구현된 디스플레이 장치의 선택 신호에 따라 체온 처리부(570) 및 PPG 신호 처리부(580)의 신호를 휴대기기에 선택적으로 전송하기 위한 전송부(565)로 구성된다. 또한, 제어부(550)에 휴대기기의 음향 신호를 출력할 수 있는 이어폰(530)이 연결된 경우에는, 마이크(535)를 이용하여 음성신호를 입력받거나 스피커(537)를 통하여 휴대 기기의 음성 신호를 출력하며, 출력되는 음성 신호의 음량을 조절하는 음향처리부(560)를 더 포함한다. 다만, 본 발명의 제어부(550)는 체온처리부(570), PPG 신호 처리부(580), 및 음향 처리부(560)의 출력을 직접 휴대기기에 입력하고, 디스플레이부를 포함하는 휴대기기(590)에 포함된 제어부(미도시 됨)에서 선택적으로 출력할 수 있음은 당업자에게 자명할 것이다.

이하에서 먼저 제어부(550)의 각 구성에 대해서 설명한 후, 각 구성에서 수행되는 처리 과정을 설명한다.

도 7 은 도 6 에 도시된 체온 처리부(570)의 구성을 도시하는 상세 블록도이다. 상기 체온 처리부(570)는 체온측정 모듈(510)에서 출력된 신호를 증폭하기 위한 증폭부(571), 증폭된 신호에서 노이즈 성분을 제거하기 위한 필터부(572), 및 필터링된 적외선 신호를 디지털 값으로 변환하여 전송부(565)에 전달하기 위한 A/D 변환부(573)로 구성된다.

도 8 은 도 6 에 도시된 PPG 측정 모듈(520) 및 PPG 신호 처리부(580)의 구성을 도시하는 상세 블록도이다. 본 발명의 PPG 측정 모듈(520)은 생체 신호를 측정할 부위인, 생체 신호 측정부(500)에 밀착된 귀속 부위에, 광원을 조사하기 위한 제 1 광원, 제 1 광원과 서로 다른 파장을 가지며 측정 부위에 광원을 조사하기 위한 제 2 광원, 및 제 1 및 제 2 광원에 의해 조사되어 생체 측정부위를 거쳐 생체 정보를 포함하면서 반사된 광을 검출하기 위한 광검출기를 포함한다. 또한, PPG 신호 처리부(580)는 광검출기에서 검출된 신호를 증폭하기 위한 증폭기(581), 증폭기(581)의 출력 신호에서 노이즈 성분을 제거하기 위한 필터부(583), 노이즈가 제거된 출력에서 파형의 피크를 검출하기 위한 피크검출부(585), 및 제 1 광원부에 의한 검출신호와 제 2 광원부에 의한 검출 신호의 피크값을 이용하여 생체 정보를 계산하여 상기 디스플레이부에 출력하는 신호 처리부(587)를 포함한다.

도 9 는 도 8 에 도시된 신호처리부(587)의 구성을 도시하는 상세 블록도이다. 신호 처리부(587)는 사용자의 맥박을 측정하기 위해서 피크 검출부(585)에서 검출된 피크의 시간 간격을 계산하고, 시간 간격에 따라서 맥박을 측정하는 맥박 검출부(910)를 포함한다.

또한, 신호 처리부(587)는 사용자의 산소 포화도를 측정하기 위해서, 동맥의 맥동 성분에 의한 반사광의 세기 변화량을 검출하기 위하여 피크 검출부(585)에서 출력된 파형의 최대값들과 최저값들 간의 변화 성분을 검출하는 AC 검출부(920), 비맥동 성분에 의한 반사광 세기를 검출하기 위하여 피크 검출부(585)에서 출력된 파형의 최저값들을 검출하는 DC 검출부(922), 맥파의 DC 및 AC 성분을 이용하여 반사계수를 계산하는 반사계수 검출부(924), 및 반사계수에 따라서 사용자의 산소 포화도를 계산하는 산소 포화도 검출부(926)를 포함한다.

또한, 신호 처리부(587)는 사용자의 호흡을 검출하기 위해서, 피크 검출부(585)로부터 입력된 맥파 신호를 대역 필터링하는 BPF(Band Pass Filter;930) 및 대역 필터링된 맥파 신호를 이용하여 사용자의 호흡을 검출하는 호흡 검출부(935)를 포함한다.

지금까지 본 발명의 생체 신호 측정부(500), 제어부(550), 및 디스플레이부(590)의 구성에 관하여 살펴보았다. 이하에서는 도 10 내지 도 15 를 더 참조하여 각각의 생체 신호를 측정하는 방법을 설명한다.

먼저, 본 발명에 따른 생체 신호 측정부(500)에서 체온을 측정하는 방법에 관하여 살펴본다. 인체 피부 조직의 온도는 각 부위에 따라 편차가 있으며, 또한 외부 온도에 따라서도 변화가 심하므로 체온 측정 부위를 잘 선택해야만 한다. 보통 접촉식 체온계의 경우 체온 측정 부위는 겨드랑이나 항문을 이용하고 있고, 비접촉식 체온계의 경우에는 외이도 내부의 고막을 이용한다. 고막의 온도는 인체 내부의 온도에 매우 근접 하다고 의학적으로 알려져 있으며, 또한 외부 온도의 영향을 거의 받지 않는다. 이러한 체내 온도와 복사 전자파 혹은 적외선 에너지와의 관계는 다음과 같다.

흑체(Black Body)에서 복사되어 나오는 전자파 에너지의 총량은 다음의 수학식 1의 스테판-볼쯔만 법칙에 의하여 흑체 온도의 4제곱에 비례한다.

수학식 1

$$Q=\sigma T^4$$

여기서 Q는 복사되어 나오는 전자파 에너지의 총량, T는 흑체의 온도, 및 σ는 스테판-볼쯔만의 상수이다. 반면, 인체와 같이 완전 흑체가 아닌 물체에서 복사되어 방출되는 전자파의 에너지량은 그 물체의 복사물에 의해서 영향을 받게 된다. 이러한 물체를 일반적으로 회색체(Gray Body)라고 하며, 이 물체의 복사율을 ω이라 할 때 수학식 1 은 다음의 수학식 2 와 같이 변형된다.

수학식 2

$$Q=\omega\sigma T^4$$

여기서, ω은 복사율로서 0 에서 1 사이의 값을 가지며 인체의 경우 원적외선 대역에서의 복사율은 거의 1로 완전 흑체에 가까운 특성을 보인다. 그러므로, 인체 내부에서 방사되는 적외선의 에너지 총량을 검출하게 되면 체내의 절대온도를 계산할 수 있게 된다. 또한 이 에너지의 변화는 체온의 변화의 4제곱에 비례하게 된다.

도 10은 이러한 흑제의 각 온도에서 파장에 대한 복사 에너지를 도시한 그래프이다. 일정한 온도에서 흑제에서 복사되는 에너지는 파장이 증가함에 따라 서서히 증가하다가 피크에 도달한 후, 파장이 더 높아지면 복사에너지는 다시 줄어들게 된다. 이러한 특성 곡선의 피크는 온도가 변화함으로써 달라지고, 각 온도에서 피크가 발생하는 파장도 달라지게 된다. 도 10 에 도시된 바와 같이 온도가 1100K일 때, 피크를 나타내는 파장은 약 2.5um이지만, 온도가 800K로 낮아지면 약 3.8um에서 피크를 나타내게 되고 복사 에너지 강도도 줄어들게 된다. 따라서, 특정 온도(T)에서 최대 복사 에너지를 내게 되는 파장(λ)은 수학식 3에 의해 정의된다.

수학식 3

$$\lambda(\max)=0.29/T$$

일반적으로 비접촉식 적외선 체온계의 대상이 되는 물체의 온도는 약 30-40℃이므로 최고 에너지를 복사하는 파장이 8-12um대역에 집중되어 있는 원적외선을 발생한다. 따라서, 이를 검출하기 위한 광검출기의 응답 특성은 이 대역에서 양호할 것이 요구된다.

적외선 체온계에 이용되는 일반적인 센서의 필터 특성은 도 11 에 도시된 바와 같은 주파수 응답을 가져야 한다. 즉, 약 6-16um에서 응답이 크게 나타나고 인체 특성 대역인 8-12um에서는 거의 일정한 투과도를 보이는 것이 바람직하다. 흑체에서 복사되어 나오는 전자파의 총량은 온도의 4제곱에 비례하지만 측정 범위가 체온계처럼 매우 좁은 경우(30-40℃), 그 범위 안에서 선형적이라고 생각해도 큰 오차가 없다. 도 12 는 상기 도 11 에 사용된 센서의 온도별 출력 전압을 나타내고 있다. 위의 설명에서와 같이 온도범위 30-40℃사이에서는 선형적인 특성을 보이고 있다.

따라서, 상술한 적외선 센서의 응답에 기초하여, 본 발명을 위한 체온 측정 모듈(510)의 동작 원리를 도 5b 및 도 7 을 참조하여 설명한다. 본 발명의 체온 측정 모듈(510)은 상술한 바와 같이 집광용 도파관(511) 및 수광부(513)인 적외선 센서로 구성되고, 집광용 도파관(511)은 방사 적외선을 집광하기 위하여 고막에 근처에 배치된다. 도파관(511) 내부에는 적외선을 반사할 수 있는 재질을 이용하여 집광된 적외선을 수광부인 적외선 센서(513)로 유도하게 된다. 유도된 적외선은 생체 신호 측정부(500) 내부에 장착된 적외선 수광부(적외선 센서)에서 검출되고, 수광부(513)는 적외선 량에 따른 전기 신호를 발생하게 된다.

이렇게 발생된 전기 신호는 전송 또는 디지털화되기에는 미약한 신호이므로 이를 증폭하기 위한 증폭부(571)로 입력된다. 증폭부(571)에서 증폭된 검출 신호는 다수의 노이즈 성분을 포함하고 있으며, 본 발명에서 체온 측정에 요구되는 신호 성분은 시간에 따라서 변화하는 교류 성분보다는 피크 파장에서 나타나는 직류 성분이므로, 증폭부(571)로부터 입력된 신호 성분들은 필터부(572)에서 필터링되어 노이즈 및 교류성분이 제거된 후, 디스플레이부(590)에 표시되기 위해서 A/D 변환부(573)에서 디지털 값으로 변환되고, 변환된 디지털 값은 사용자에게 표시될 수 있도록 체온값으로 변환된다.

다만, 본 발명의 디스플레이부(590)가 도 5b 에 도시된 바와 같이, 이동통신 단말기와 같은 휴대기기의 액정 디스플레이 장치인 경우에는 본 발명의 A/D 변환부(573)는 단순히 입력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고, 변환된 디지털 신호는 휴대기기에 사전에 구비된 연산부에서 체온으로 환산되어 디스플레이 장치를 통해서 사용자에게 출력될 수도 있음은 물론이다. 또한, 본 발명의 체온 처리부(570)를 포함하는 제어부(550)가 디스플레이부(590)를 포

함하는 휴대기기 내부에 포함되어 체온 측정 모듈이 휴대기기에 직접 연결될 수도 있음은 당업자에게 자명할 것이다.

이러한 귀속 삽입형 생체 신호 측정부(500)에 구비된 체온계를 이용하여 체온을 측정하기 위해서, 사용자는 생체 신호 측정부(500)를 귓속에 삽입하고 휴대 기기의 디스플레이부(590)를 확인하면서 사용자가 스스로 측정을 시작하고 측정 결과를 확인 할 수 있으며, 만일 삽입이 부적합하여 재측정을 요구하는 경우에도 이를 스스로 조치할 수 있게 된다.

이하, 도 9 및 도 13 을 참조하여, 본 발명의 산소 포화도를 측정하는 방법에 관하여 설명한다. 산소 포화도란 총 헤모글로빈 농도에 대한 산소와 결합한 산화 헤모글로빈 농도의 비율을 백분율로 나타낸 것으로서, 체내 세포의 기능이 정상 적으로 유지되기 위한 산소가 혈액 속에 포화되어 있는 양을 정량적으로 나타내는 방법이다. 최소 두 가지 이상의 파장을 갖는 광원들을 이용한 산소 포화도 검출 방법에 관한 연구는 많이 이루어져 왔다. 그 중 대표적인 한 방법은 산소 포화도를 측정하기 위하여 생체조직에 적색광과 적외광을 투과시켜 동맥혈의 맥동성분에 대한 파장별 흡광도를 구하고 그 값의 비율을 이용하여 산소 포화도를 계산한다. 인체에 조사된 빛의 흡수는 일정한 투과경로를 갖는 뼈, 생체조직 등의 비 맥동성분에 의하여 대부분 이루어지고 이 성분의 1~2% 정도의 양이 동맥혈의 맥동성분에 의해 흡수된다. 투과광의 세기로부터 각 파장별 위 맥동성분에서 흡수된 입사광의 양과 비 맥동성분에서 흡수된 입사광의 양을 구할 수 있는데, 적색광 및 적외광의 두 파장에서 비 맥동성분에 의해 흡수된 입사광의 양과 맥동성분에 의해 흡수된 입사광의 양의 비는 동맥혈 속에 존재하는 헤모글로빈에 대한 빛의 흡수를 나타낸다. 결국 두 파장의 입사광이 흡수된 양의 비율로부터 산소 포화도를 결정할 수 있다.

PPG 측정 모듈(520) 및 PPG 신호 처리부(580)의 구성을 도시한 도 8을 참조하면, 제 1 광원으로부터 조사되는 입사광은 생체에서 반사되며, 경로 a를 거치는 동안 동맥 혈관과 만나서 맥동에 의한 모듈레이션의 영향을 받고, 경로 b를 거치는 동안은 맥동에 의한 영향을 받지 않는다. 만일, 동맥 혈관의 반경을 ra라하고 생체의 반경을 rb라 할 때, 광검출기에서 측정되는 빛의 총 시불변 성분(DC)은 도 13 에서 도시된 바와 같이, 다음 수학식 4와 같이 경로 a를 통해 반사된 빛의 시불변 성분(DCa)과 경로 b를 통해 반사된 빛의 시불변 성분(DCb)으로 이루어진다.

수학식 4

$$DC = DC_a + DC_b$$

여기서, DCa는 다음 수학식 5와 같이 표현될 수 있다.

수학식 5

$$DC_a = f(r_a, r_b, \lambda) DC$$

여기서, $f(r_a, r_b, \lambda)$는 혈관을 포함하는 생체의 구조에 따라 변하는 인자(factor)로서 상수이며, λ는 입사광의 파장을 나타낸다. 이 때, 동맥 혈관의 맥동에 의한 혈액량의 변화로 인해 생체에서 반사되는 광의 세기는 광 감쇠도(ODtot)의 변화량(ΔODtot) 만큼 모듈레이션 된다. 여기서, ΔODtot는 경로 a를 지나는 빛에 대한 것이며 다음 수학식 6과 같이 표현될 수 있다.

수학식 6

$$\Delta OD_{tot} = AC/DC_a = f^{-1}(r_a, r_b, \lambda) AC/DC$$

여기서, f(ra, rb, λ)를 정확하게 측정하는 것은 매우 어려우므로 두 개의 파장들(λ1 및 λ2)에 대한 반사계수(R1 및 R2)를 측정한 후, 그 변화량들의 비율(R12=R1/R2)을 다음 수학식 7 과 같이 얻으므로써, $f(r_a, r_b, \lambda)$를 정확하게 측정하지 않고도 산소 포화도를 계산할 수 있다.

수학식 7

$$R_{12}=\frac{R_1}{R_2}=\frac{\Delta OD_{tot,\lambda 1}}{\Delta OD_{tot,\lambda 2}}=\frac{AC_{\lambda 1}/DC_{\lambda 1}}{AC_{\lambda 2}/DC_{\lambda 2}}$$

여기서, ACλ1 및 ACλ2는 파장들(λ1 및 λ2)에 대한 시변 성분들이고, DCλ1 및 DCλ2는 파장들(λ1 및 λ2)에 대한 시불변 성분들을 각각 나타낸다. 예컨대, 수학식 7 은 펄스 산소 농도계 (pulse oximeter)에서 이용하는 방식을 통해 구해질 수 있다.

결국, 수학식 7 에 기재된 바와 같이, 반사계수 검출부(924)는 피크 검출부(585)를 통해서 광검출기로부터 입력되어 AC 검출부(920)에서 검출된 시변 성분(ACλ1 또는 ACλ2)을 DC 검출부(922)에서 검출된 시불변 성분((DCλ1 또는 DCλ2)으로 제산하여 파장별 광 감쇠도의 변화량(ΔODtot,λ1 또는 ΔODtot,λ2)을 구하고, 제 1 광원의 광 감쇠도의 변화량(ΔODtot,λ1)을 제 2 광원의 광 감쇠도의 변화량(ΔODtot,λ2)으로 제산하여 제 2 광원에 대한 제 1 광원의 반사계수의 비율을 구함을 알 수 있다.

한편, 산소포화도 검출부(926)는 반사계수 검출부(924)로부터 입력된 적어도 하나의 비율(R12)을 이용하여 혈액에 포함된 헤모글로빈 농도(CHb)를 계산한다. 본 발명에 따른 일 실시예에 의하면, 두 개의 파장들(λ1 및 λ2)이 선택되었다고 할 때, 구해진 비율(R12)로부터 헤모글로빈 농도(CHb)는 다음 수학식 8 과 같이 계산된다.

수학식 8

$$C_{Hb}=\frac{35^2(\varepsilon_1-R_{12}\varepsilon_2)}{k_1a_1-k_2a_2R_{12}}+35$$

여기서, ε1은 파장(λ1)에 대한 흡광 계수를 나타내고, ε2는 파장(λ2)에 대한 흡광 계수를 각각 나타낸다. 또한 k1 및 k2는 소정 부위에서 입사광을 산란시키고 입사광을 흡수시키는 특성 및 파장들(λ1 및 λ2)에 의해 결정되는 상수들을 나타내고, a1 및 a2는 산란 입자의 크기, 헤모글로빈 굴절율, 혈정의 굴절율 및 파장들에 의해 결정되는 상수들을 나타낸다.

산소 포화도 검출부(926)는 측정된 헤모글로빈 농도(CHb)를 이용하여 다음의 수학식 9 와 같이 산소 포화도(S)를 계산하고, 계산된 산소 포화도(S)를 디스플레이부(590)로 출력한다.

이하, 산소 포화도 검출부(926)에서 수행되는 산소 포화도 검출과정을 설명한다. 먼저, 적어도 두 개의 파장들 중 하나(λx)를 선택하고, 헤모글로빈의 형태에 따라 흡광 계수의 차이가 가장 크게 벌어지는 파장(λO)을 선택한다.

이때, λx 및 λO 생체 분광학 이론에서 도출된 파장들로서, 혈액속에 포함된 헤모글로빈과 이산화 헤모글로빈의 량에 대해서 흡수가 많이되는 파장이 있는 반면, 그렇지 않은 파장이 있는데, 본 발명의 λx(기준값)는 헤모글로빈과 이산화 헤모글로빈의 량에 따라서 잘 변화하지 않는 파장이며, λO 는 잘 변화하는 파장이다. 예를 들면, λO는 헤모글로빈(Hb)과 이산화 헤모글로빈(HbO2)의 흡수 계수 차이가 가장 크게 벌어지는 파장인 660nm가 될 수 있고, λx는 근적외선 대역(800~950 nm)의 805nm로 선택될 수 있다. 이러한 내용은 J. G. Webster 저, 'Design of Pulse Oximeters' 의 제 40 내지 제 55 페이지에 자세히 기술되어 있으며, 당해 기술분야의 당업자에게 자명하므로, 자세한 설명은 생략한다.

산소 포화도 검출부(926)는 선택된 파장(λO)에 대한 광 감쇠도의 변화량(ΔODtot,λo), 및 파장(λx)에 대한 광 감쇠도의 변화량(ΔODtot,λx)을 각각 구한후, 파장(λO)에 대한 광 감쇠도의 변화량(ΔODtot,λo)과 파장(λx)에 대한 광 감쇠도의 변화량(ΔODtot,λx)간의 비(ROX)를 구한다.

그 후, 산소 포화도 검출부(926)는 ROX과 상기 헤모글로빈 농도(CHb)를 이용하여 다음의 수학식 9 에 따라서 혈액에 포함된 산소 포화도(S)를 계산한다.

수학식 9

$$S = \frac{R_{ox}(\varepsilon_{Hb,x} - \varepsilon_{Hb,O})C_{Hb} + (k_x a_x - k_O a_O)H(1-H)}{(\varepsilon_{HbO2,O} - \varepsilon_{Hb,O})C_{Hb}}$$

여기서, εHbO2,O는 파장(λO)에 대한 이산화 헤모글로빈(HbO2)의 흡광 계수를 나타내고, εHb,O는 파장(λO)에 대한 헤모글로빈(Hb)의 흡광 계수를 나타내고, εHb,x는 파장(λx)에 대한 헤모글로빈의 흡광 계수를 나타내며, kx 및 kO는 소정 부위에서 입사광을 산란시키고 흡수시키는 특성 및 파장들(λx 및 λO)에 의해 결정되는 상수들이다. ax 및 aO는 산란 입자의 크기, 헤모글로빈 굴절율(nHb), 혈정의 굴절율(nplasma) 및 파장들(λx 및 λO)에 의해 결정되는 상수들을 나타낸다.

도 14 는 본 발명에 따른 맥박수 측정 방법을 설명하는 흐름도이다. 도 9 및 도 14 를 더 참조하여 본 발명의 맥박 측정 방법을 설명한다.

본 발명의 산소포화도 측정에 필요한 맥파 측정과정에서 동맥 혈관내의 혈류 량 변화는 심장 박동에 의해 야기되며 이를 측정하는 것이 맥박이다. 도 8 에 도시된 바와 같이, 인체의 소정 부위에서 입사된 후 반사된 빛들은 광검출기에서 수광되어 전기적인 신호들로 변환된다. 변환된 전기적 신호는 증폭기(581)에서 증폭되어 일정시간 수집되어 맥파 파형 데이터가 형성되고, 맥파 파형 데이터는 대역통과 필터(583)에 의해서 대역통과 필터링된다(S1410). 피크 검출부(585)는 대역 통과 필터링된 신호를 미분하고, 기울기가 양에서 음으로 변화하는 변곡점을 찾는다(S1420). 변곡점의 크기가 초기에 지정한 문턱값과 비교하여 클 경우 도 15a 에서와 같이 피크로 검출한다(S1430). 맥박 검출부(910)는 검출된 피크들 사이의 평균 시간차를 계산하고(S1440), 피크들 사이의 평균 시간차를 60초로 환산했을 때 분당 맥박 수를 계산한다(S1450).

도 15b 는 본 발명에 따른 사용자의 호흡을 검출하는 방법을 설명하는 도면이다.

도 9 및 도 15b를 참조하면, 맥파 파형(PPG)의 AC 성분은 심장의 박동과 동기할 뿐만 아니라 호흡 신호와도 동기 한다. PPG 신호와 호흡의 상관관계는 다음과 같다. 인체의 항상성 유지 특성에 의한 발생기전에 의하여 흡기시에는 intra-thoracic 압력이 감소하여 심장으로의 혈액의 귀환양이 증가하며, cardiac output의 증가로 인하여 혈압이 높아지며 감압중추가 흥분되어 말초의 동맥이 확장된다. 호기시에는 반대의 생리작용에 의하여 말초 동맥이 수축 말초 동맥의 확장과 수축에 의한 optical path length의 변화로 PPG에 반영된다. 이러한 호흡신호 동기의 기전은 호흡에 의하여 혈류량의 변화가 발생하고 이것이 PPG에 반영되기 때문이다.

본 발명에서는 PPG 신호에서 호흡 신호를 추출하기 위하여 디지털 필터를 이용하여 호흡 신호 대역의 주파수 성분을 분류하는 방법을 사용하였다. 피크 검출부(585)에서 출력된 맥파 파형은 일반적인 호흡신호의 주파수 대역을 포함하는 0.13-0.48Hz의 차단 주파수를 갖는 대역 통과 필터(BPF;930)에서 필터링되어 출력되고, 호흡 검출부(935)는 필터링된 신호에서 호흡신호를 검출하여 호흡 신호의 평균 주기를 60초로 환산하여 사용자의 평균 호흡수를 계산하여 디스플레이부(590)로 출력한다.

도 16(a) 및 도 16(b)는 본 발명을 검증하기 위하여 측정한 PPG 신호와 호흡신호를 나타낸 것으로 도 16(a)는 본 발명에 따라서 측정된 PPG 신호를, 도 16(b)는 호흡신호를 각각 도시한다. 또한, 도 17(a) 는 도 16(a) 의 PPG 신호를 본 발명에 따라서 대역통과 필터링을 수행한 후의 PPG 파형이고, 도 17(b)는 호흡신호 만을 나타내기 위하여 도 16(b)의 호흡신호에서 저주파수 성분을 제거한 파형이다. 대역 통과된 PPG 신호와 호흡신호는 깊은 상관관계가 있음을 도 17(a) 및 도 17(b) 에서 확인할 수 있다.

지금까지 본 발명의 바람직한 제 1 실시예에 따른 귀속형 생체신호 측정 장치 및 방법에 관하여 설명하였다. 이하, 본 발명의 제 2 실시예에 따른 귀속형 생체 신호 측정 장치를 도시한 도 18 을 참조하여, 본 발명의 제 2 실시예를 설명한다.

제 2 실시예의 귀속형 생체신호 측정 장치는 생체 신호 측정부(1800)를 캡의 형태로 구현하여, 기존의 휴대 기기로부터 음성을 재생하는 이어폰에 씌워서 생체 신호를 측정한다는 점에서 제 1 실시예와 차이가 있다. 따라서, 기본적인 생체 측정부(1800), 제어부(1850), 및 디스플레이부(1850)의 구조는 상술한 제 1 실시예와 실질적으로 동일하므로, 이하에선 제 1 실시예와 다른 구성에 대해서만 설명한다.

제 2 실시예의 경우에, 본 발명에 이용되는 이어폰(1830)은 체온 측정 모듈(1811, 및 1813) 및 PPG 측정부(1820)에 구동 전원을 제공하고, 측정된 신호를 수신할 다수의 전극(1835)을 외측에 구비한다. 또한, 캡형태의 생체 신호 측정부(1800)는 이어폰(1830)을 완전히 포함하여 장착이 가능하도록 'ㄷ'자 구조의 외형을 가지며 'ㄷ'자 홈 내부에 상기 이어폰 전극(1835)과 연결이 가능하도록 다수의 전극(1815, 및 1825)을 배치하게 된다. 또한 캡 내부에는 상기 제 1

실시예에서 사용된 적외선 집광을 위한 도파관(1811) 및 집광된 적외선을 전기 신호로 변환하기 위한 적외선 수광소자인 적외선 센서(1813)를 포함한다.

사용자는 도 18 에 도시된 바와 같은 구조의 캡(1800)에 구비된 전극(1815, 및 1825)이 이어폰(1830)의 전극(1835)과 연결되도록 장착하고, 이어폰(1830)과 연결된 캡(1800)을 사용자가 스스로 귀속에 삽입하여 체온, 및 PPG 신호를 측정하게 된다.

본 발명은 또한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플라피디스크, 광데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

이제까지 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

발명의 효과

상술한 바와 같이, 본 발명의 생체 정보 측정 장치는 여러 항목의 생체 정보를 측정할 수 있는 모듈을 포함하면서도 귀속에 삽입할 수 있도록 구성되어, 단일한 생체 정보 측정 장치에서 여러 항목의 생체 정보를 동시에 측정하는 것이 가능하고, 귀속에 삽입하여 생체 정보를 측정하게 되므로 움직임에 의해 나타나는 동잡음의 영향을 최소화할 수 있으며, 전극에 의한 측정 장치에 비해 센서가 오염되거나 파손되어 나타날 수 있는 오차를 줄일 수 있는 효과가 있다.

아울러, 본 발명의 생체 정보 측정 장치는 이어폰과 같이 휴대용 기기에 연결하여 사용이 가능하므로, 휴대가 간편하고 휴대기기에 표시되는 측정값을 관찰하 면서 본인이 직접 착용감을 조절할 수 있으므로 자가 진단이 가능한 효과가 있다.

또한, 본 발명의 생체 신호 측정장치가 이동통신 단말기와 결합되는 경우에, 측정된 생체 신호는 이동통신 단말기에 구비된 디스플레이 장치를 통해서 사용자에게 출력되고, 이동통신 단말기를 통해서 측정된 결과를 원격의 진료기관에 쉽게 전송이 가능하므로 원격 진료를 가능하게하는 효과가 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

외부면이 귀속 피부에 밀착되도록 귀속에 삽입되며, 상기 외부면을 통해서 상기 귀속 피부에 서로 다른 파장을 갖는 복수의 광을 조사하고, 상기 귀속 피부로부터 반사된 광을 검출하여 생체 정보가 포함된 PPG(photo plethysmography) 신호를 출력하는 PPG 측정 모듈을 포함하는 생체 신호 측정부;

상기 PPG 측정 모듈에서 측정된 PPG 신호를 이용하여 소정의 생체 정보를 생성하는 PPG 신호 처리부를 포함하는 제어부; 및

상기 제어부에서 생성된 생체 정보를 사용자에게 표시하는 출력부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체신호 측정 장치.

청구항 2.

외부면이 귀속 피부에 밀착되도록 귀속에 삽입되고, 상기 외부면을 통해서 상기 귀속 피부에 서로 다른 파장을 갖는 복수의 광을 조사하고, 상기 귀속 피부로부터 반사된 광을 검출하여 생체 정보가 포함된 PPG 신호를 출력하는 PPG 측정 모듈을 포함하며, 상기 PPG 신호를 출력하기 위한 복수의 전극을 포함하는 생체 신호 측정부;

음성을 출력하기 위한 스피커를 구비하고, 상기 복수의 전극과 접합되는 복수의 전극을 외부에 구비하여 상기 생체 신호 측정부의 출력 신호를 수신하는 이어폰;

상기 이어폰에 구비된 전극을 통하여 상기 PPG 모듈에서 측정된 PPG 신호를 수신하고, 상기 PPG 신호를 이용하여 소정의 생체 정보를 생성하는 PPG 신호 처리부, 및 상기 이어폰으로 음성 신호를 출력하는 음향 처리부를 포함하는 제어부; 및

상기 제어부에서 계산된 생체 정보를 사용자에게 표시하는 출력부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체신호 측정 장치.

청구항 3.
제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 PPG 측정 모듈은

상기 귀속 피부에 광을 조사하는 광원부; 및

상기 광원부에 의해 조사되어 상기 귀속 피부에서 반사된 광을 검출하는 광검출부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체신호 측정 장치.

청구항 4.
제 3 항에 있어서, 상기 광원부는

상기 귀속 피부에 제 1 파장을 갖는 광을 조사하는 제 1 광원부; 및

상기 귀속 피부에 제 2 파장을 갖는 광을 조사하는 제 2 광원부를 포함하며, 상기 제 1 및 제 2 파장은 서로 다른 파장인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 5.
제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 PPG 신호 처리부는

상기 PPG 신호의 피크를 검출하기 위한 피크검출부; 및

상기 피크의 값을 이용하여 소정의 생체 정보를 생성하는 신호 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 6.
제 5 항에 있어서, 상기 신호 처리부는

상기 피크들의 시간 간격을 계산하여 맥박을 측정하는 맥박 검출부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 7.
제 5 항에 있어서, 상기 신호 처리부는

상기 피크값이 검출된 PPG 신호를 대역 필터링하여 이용자의 호흡을 측정하는 호흡 검출부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 8.
제 5 항에 있어서, 상기 신호 처리부는

검출된 서로 다른 파장의 PPG 신호들의 AC 성분 및 DC 성분들을 검출하여 반사계수를 측정하는 반사계수 검출부; 및

상기 서로 다른 파장의 반사 계수들의 비에 따라서 혈액내의 산소 포화도를 검출하는 산소포화도 검출부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 9.
제 5 항에 있어서, PPG 신호 처리부는

상기 PPG 신호를 증폭하는 증폭부; 및

상기 증폭부에서 출력된 신호의 노이즈 성분을 제거하여 상기 피크 검출부로 출력하는 필터부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 10.
제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 생체 신호 측정부는 체내에서 방사된 적외선을 감지하고, 감지된 적외선에 대응되는 전기적 신호를 출력하는 체온 측정 모듈을 더 포함하고, 상기 제어부는 상기 체온 측정 모듈에서 출력된 전기적 신호를 이용하여 이용자의 체온을 계산하는 체온 처리부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 11.
제 10 항에 있어서, 상기 체온 측정 모듈은

이용자의 고막 주변에 설치되어 고막으로부터 방사되는 적외선을 유도하는 도파관; 및

상기 도파관에 의해서 유도된 적외선을 감지하여 전기적 신호로 변환하는 수광부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 12.
제 11 항에 있어서, 상기 도파관은

적외선을 반사할 수 있는 재질로 구성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 13.
제 10 항에 있어서, 상기 체온 처리부는

상기 체온 측정 모듈로부터 입력된 전기적 신호를 증폭하는 증폭부;

증폭된 전기적 신호의 노이즈를 제거하는 필터부; 및

상기 전기적 신호를 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 14.
제 10 항에 있어서, 상기 출력부는

액정 디스플레이 장치인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 15.
제 10 항에 있어서, 상기 출력부는

이동통신 단말기에 포함된 액정 디스플레이 장치인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 16.
제 15 항에 있어서,

상기 제어부에서 생성된 이용자의 생체 정보는 상기 이동 통신 단말기를 통해서 소정의 진료 기관으로 무선 전송되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 17.
제 10 항에 있어서, 상기 출력부는

컴팩트 디스크 플레이어에 포함된 액정 디스플레이 장치인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 18.
제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 출력부는

액정 디스플레이 장치인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 19.
제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 출력부는

이동통신 단말기에 포함된 액정 디스플레이 장치인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 20.
제 19 항에 있어서,

상기 제어부에서 생성된 이용자의 생체 정보는 상기 이동 통신 단말기를 통해서 소정의 진료 기관으로 무선 전송되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 21.
제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 출력부는

컴팩트 디스크 플레이어에 포함된 액정 디스플레이 장치인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 22.
제 1 항에 있어서,

상기 제어부에 접속되어 상기 제어부로부터 입력되는 음성신호를 출력하는 이어폰을 더 포함하며, 상기 제어부는 상기 음성신호의 음량을 조절하는 음향 처리부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 장치.

청구항 23.
귀속에 삽입되어 이용자의 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정부, 측정된 생체 신호를 이용하여 이용자의 생체 정보를 생성하는 제어부, 및 이용자에게 생체 정보를 출력하는 출력부를 구비하는 귀속형 생체 신호 측정 장치에서 생체 신호를 측정하는 방법으로서,

(a) 상기 생체 신호 측정부에서 이용자의 고막 주변에서 방사되는 적외선을 수광하여 이용자의 체온을 측정하는 단계;

(b) 상기 생체 신호 측정부에 밀착된 귀속의 피부에, 서로 다른 파장을 갖는 소정수의 광을 조사하여 생체 정보가 포함된 PPG 신호를 측정하고, 상기 PPG 신호를 이용하여 이용자의 산호 포화도, 맥박, 및 호흡수 중 적어도 하나를 측정하는 단계; 및

(c) 상기 (a) 및 (b) 단계에서 측정된 생체 신호들 중 적어도 하나를 이용자에게 출력하는 단계를 포함하며,

상기 (a) 및 (b) 단계는 동시에 수행되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 방법.

청구항 24.
제 23 항에 있어서, 상기 (b) 단계는

(b1) 일면이 귀속의 피부에 밀착되도록 상기 생체 신호 측정부에 포함된 PPG 측정 모듈에서, 상기 귀속의 피부에 서로 다른 파장을 갖는 소정수의 광을 조사하고, 상기 피부에서 반사된 광을 수광하여 상기 PPG 신호를 출력하는 단계;

(b2) 상기 PPG 신호 파형의 피크를 검출하는 단계; 및

(b3) 피크가 검출된 PPG 신호 파형을 이용하여 생체 정보를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 방법.

청구항 25.
제 24 항에 있어서, 상기 (b3) 단계는

검출된 서로 다른 파장의 PPG 신호들의 AC 성분 및 DC 성분들을 검출하여 반사계수를 측정하는 단계; 및

상기 서로 다른 파장의 반사 계수들의 비에 따라서 혈액내의 산소 포화도를 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 방법.

청구항 26.
제 24 항에 있어서, 상기 (b3) 단계는

상기 피크가 검출된 PPG 신호를 대역 필터링하여 이용자의 호흡수를 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체신호 측정 방법.

청구항 27.
제 24 항에 있어서, 상기 (b2) 단계는

소정의 시간동안 수집된 PPG 신호 데이터를 대역통과 필터링하는 단계;

상기 필터링된 PPG 신호를 미분하여 변곡점을 검출하는 단계; 및

상기 변곡점이 소정의 임계값보다 큰 경우에 피크로 저장하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 방법.

청구항 28.
제 24 항에 있어서, 상기 (b3) 단계는

상기 피크가 검출된 PPG 신호의 피크간의 시간 간격에 따라서 이용자의 맥박을 측정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체신호 측정 방법.

청구항 29.
제 23 항에 있어서,

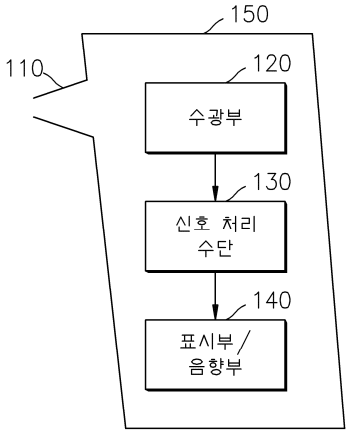
상기 출력부는 이동통신 단말기에 구비된 액정 디스플레이이며,

상기 (c) 단계는 상기 (a) 단계 및 상기 (b) 단계에서 측정된 생체 신호를 상기 이동통신 단말기를 통해서 소정의 진료기관으로 무선 전송하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 방법.

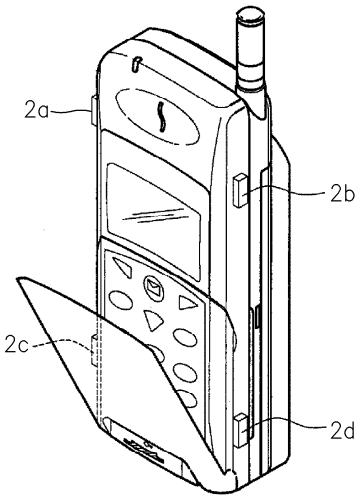
청구항 30.
제 23 항 내지 제 29 항 중 어느 한 항의 생체 신호 측정 방법을 컴퓨터에서 실행가능한 프로그램으로 기록한 기록매체.

도면

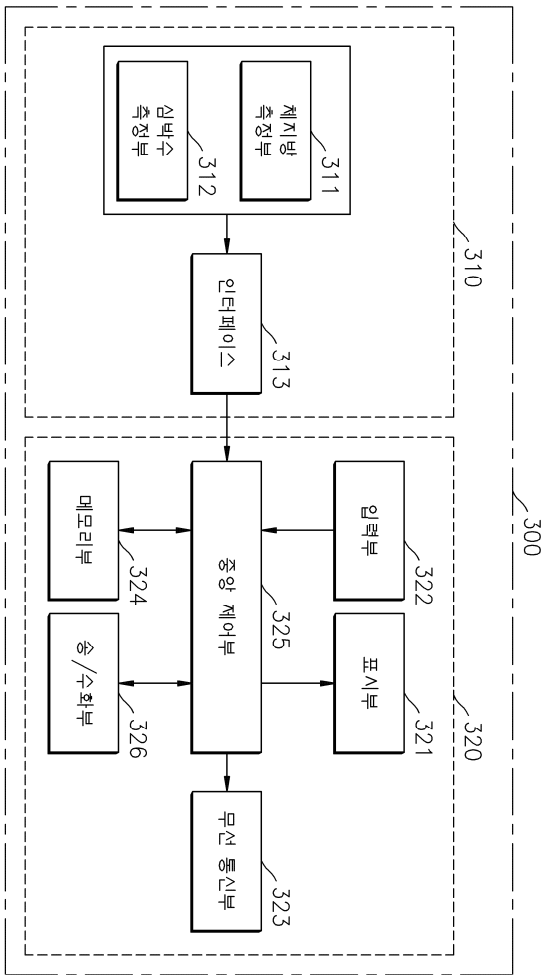
도면1



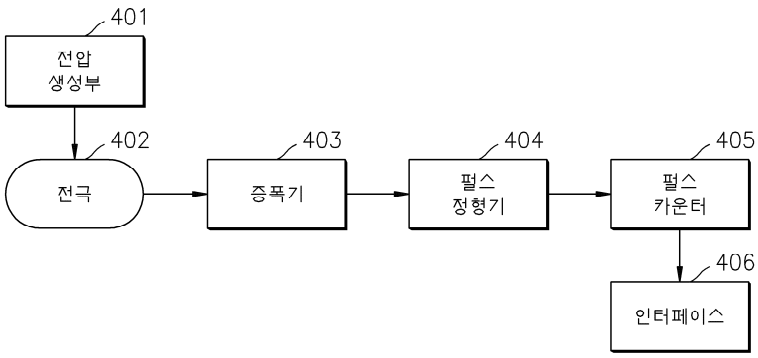
도면2


2a
2b
2c
2d

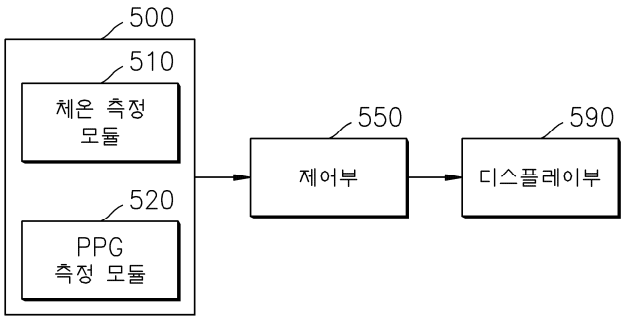
도면3


체지방 측정부
311
심박수 측정부
312
310
인터페이스
313
메모리부
324
중앙 제어부
325
입력부
322
송/수화부
326
표시부
321
320
300
무선 통신부
323

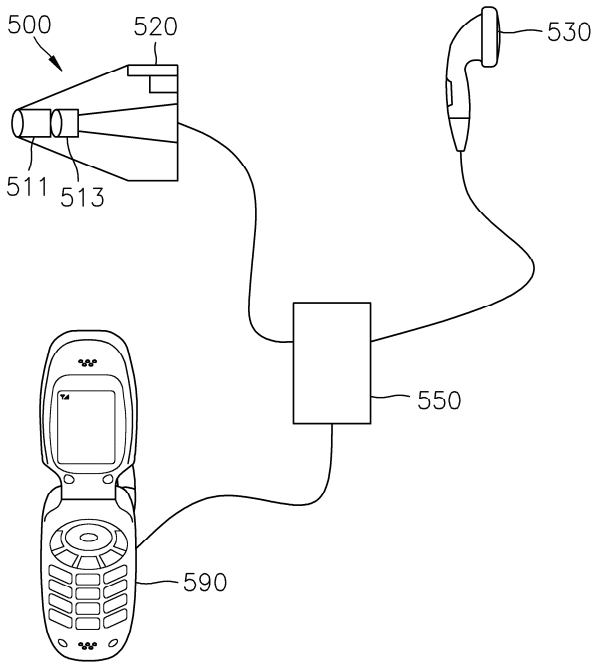
도면4



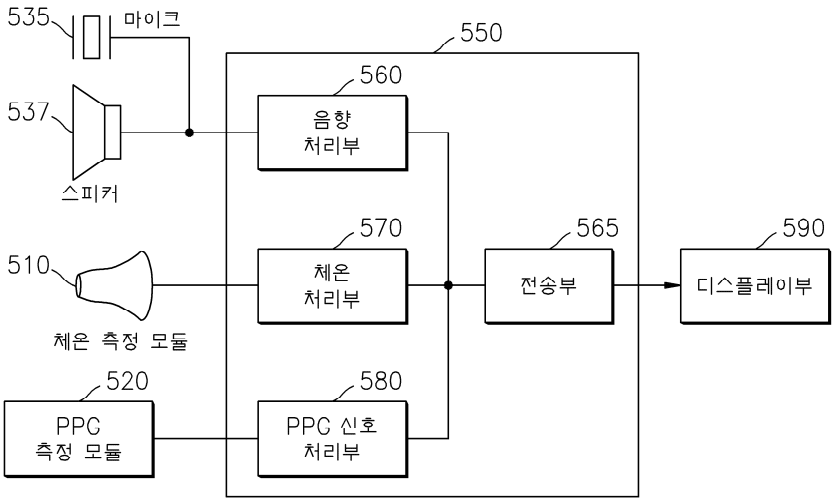
도면5a



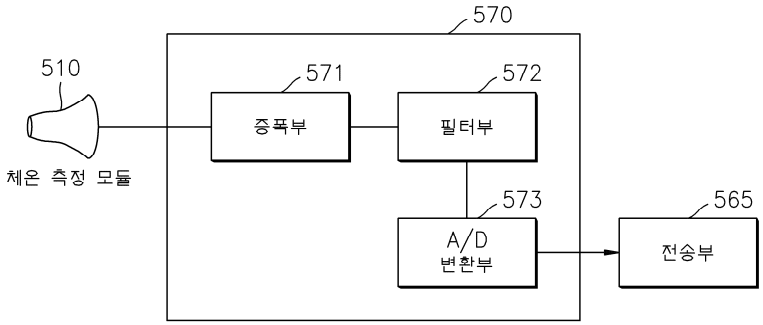
도면5b



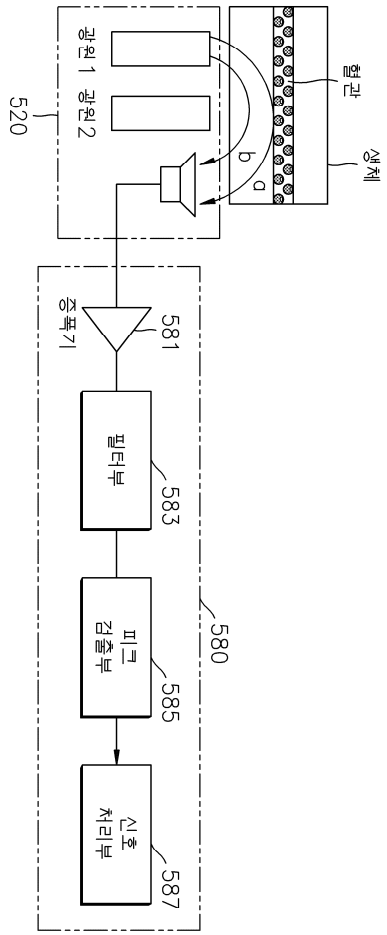
도면6


535
마이크
537
스피커
550
560
음향
처리부
570
체온
처리부
565
전송부
590
디스플레이부
510
체온 측정 모듈
520
PPG
측정 모듈
580
PPG 신호
처리부

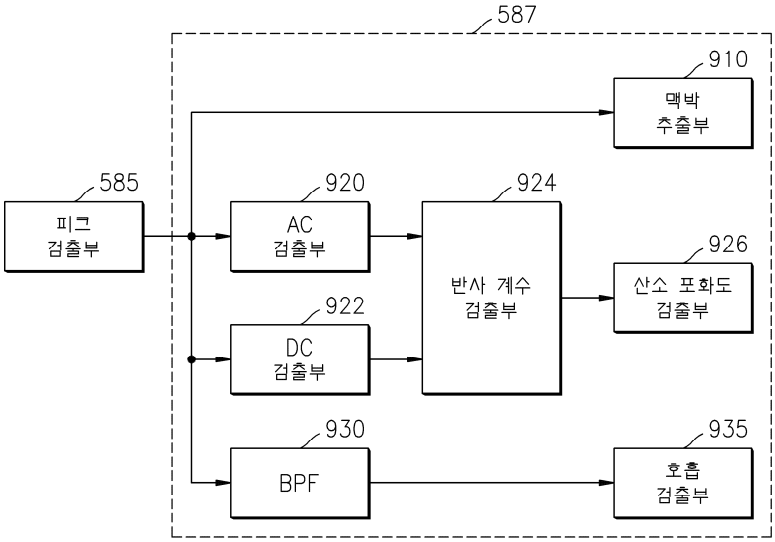
도면7


570
510
체온 측정 모듈
571
증폭부
572
필터부
573
A/D
변환부
565
전송부

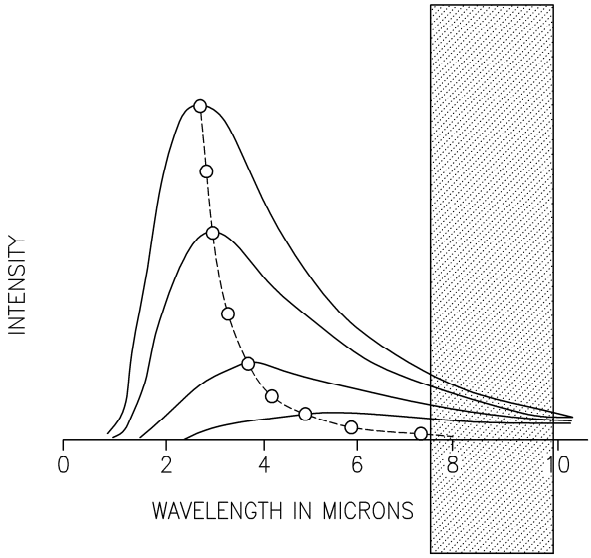
도면8


광원 1
광원 2
520
혈관
살체
b
a
증폭기
581
필터부
583
피크 검출부
585
580
신호 처리부
587

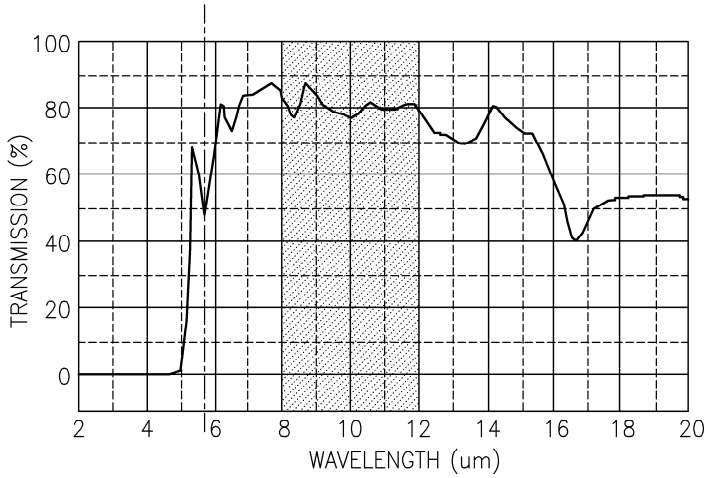
도면9


587
910
맥박 추출부
585
피크 검출부
920
AC 검출부
924
반사 계수 검출부
926
산소 포화도 검출부
922
DC 검출부
930
BPF
935
호흡 검출부

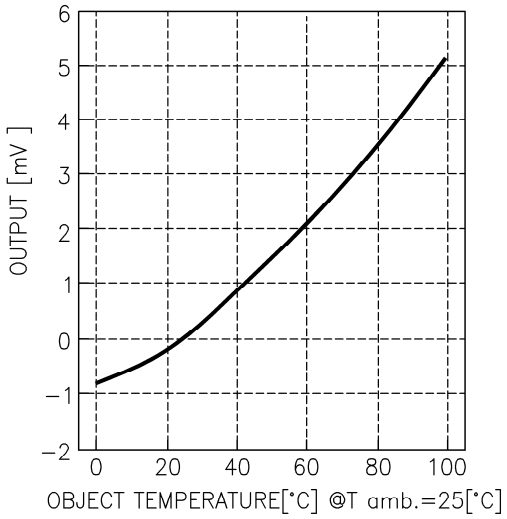
도면10



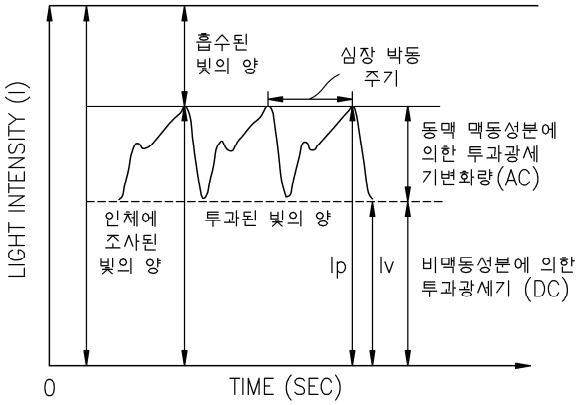
도면11



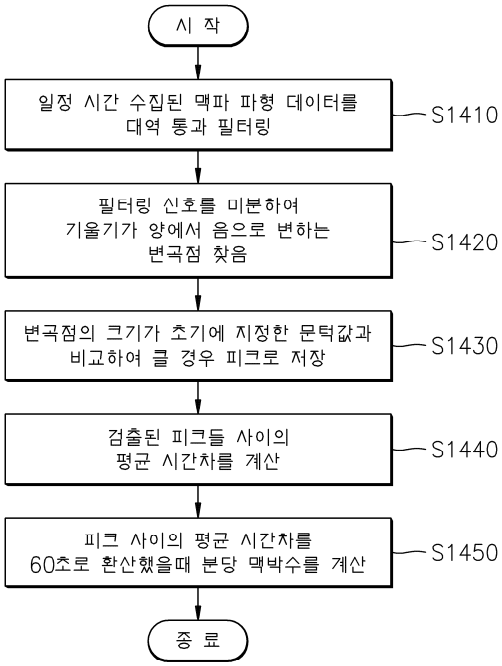
도면12



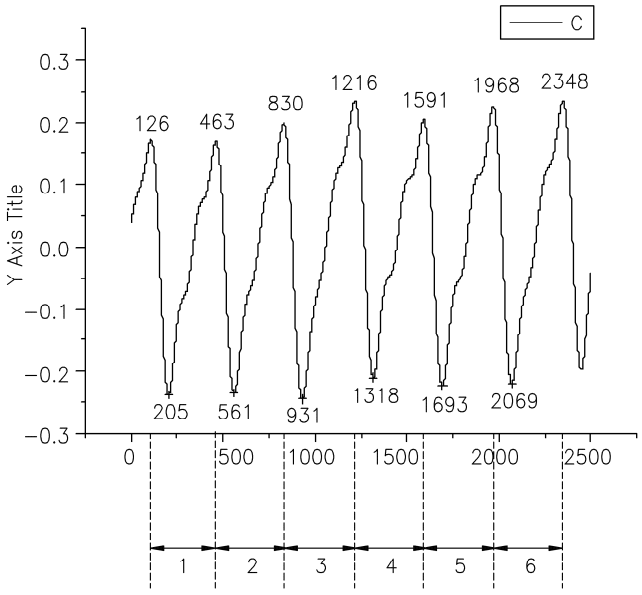
도면13



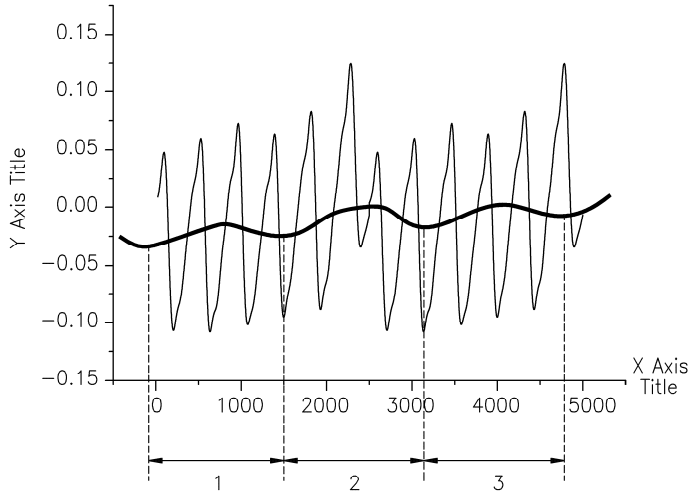
도면14



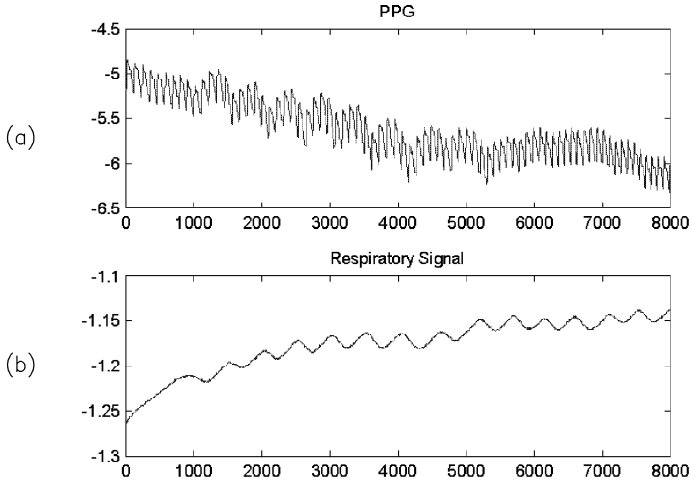
도면15a



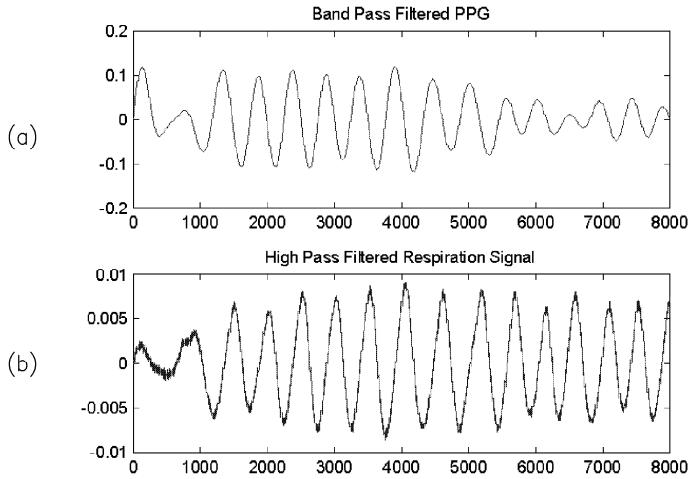
도면15b



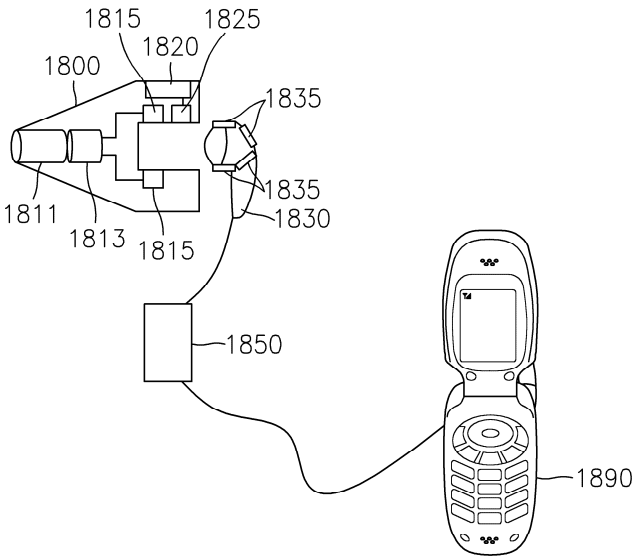
도면16



도면17



도면18



专利名称(译)	观察者型生物信号测量装置和使用其测量生物信号的方法		
公开(公告)号	KR1020040095489A	公开(公告)日	2004-11-15
申请号	KR1020030029365	申请日	2003-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	BAE SANGKON 배상곤 YOON GILWON 윤길원 LEE JONGYOUN 이종연		
发明人	배상곤 윤길원 이종연		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/04 G01J5/04 A61B5/0205 A61B5/145 G01K13/00 A61B5/024 A61B5/00 A61B5/08 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/02438 G01J5/08 G01J5/025 G01J5/0846 A61B5/6817 A61B5/02416 A61B5/14552 G01J5/04 A61B5/0002 A61B5/0816 A61B5/0205 G01J5/049 A61B5/01 H04R1/1016 G01J5/02 H04R2420/07		
代理人(译)	李，杨HAE		
其他公开文献	KR100571811B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了归属型测量生物信号装置。本发明的测量生物信号装置配备有输出单元，该输出单元插入到属性中，使得外侧紧密地粘附到属性皮肤，并指示包括作为预定生物信息的PPG信号处理器的控制单元。检测包含从归属皮肤反射的光的生物信息的PPG信号，使用在体信号测量部分中测量的PPG信号，在通过外侧产生的属性皮肤上照射具有不同波长的多个光：PPG测量模块包括输出PPG测量模块和控制单元中产生的生物信息给用户。