(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl.[7]
A61B 5/02

(11) 공개번호 10-2004-0072648
(43) 공개일자 2004년08월18일

(21) 출원번호 10-2004-7008912
(22) 출원일자 2004년06월10일
번역문 제출일자 2004년06월10일
(86) 국제출원번호 PCT/IL2002/000995
(86) 국제출원출원일자 2002년12월10일
(87) 국제공개번호 WO 2003/050643
(87) 국제공개일자 2003년06월19일

(30) 우선권주장 10/006,357 2001년12월10일 미국(US)

(71) 출원인 메딕4올 에이지
스위스 씨에이치-6304 주그, 알펜스트라쎄 1

(72) 발명자 골드레이치,라미
이스라엘 48621 로쉬-하'아인, 얄론 스트리트 96

(74) 대리인 황의만

심사청구 : 없음

(54) 손목에서 생리적 변수를 측정하기 위한 방법 및 장치

요약

본 발명은 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 손목 장착식 장치에 관한 것이다. 본 발명은 그 측정치가 바람직하게는, 측정 대상에 대한 임상적으로 유용한 정보로 변환될 수 있도록 한다. 상기 정보는 또한 임의로, 예를 들어 교신 및/또는 관찰 센터의 의료진에게 게이트웨이 장치를 통해 전송될 수도 있다. 게이트웨이 장치는 바람직하게는, 무선 통신 채널을 통해 본 발명의 손목 장착식 장치와 통신 가능하다.

대표도

도 5

색인어

생리적 변수, 측정 대상, 손목 장착식, 의료 정보, 게이트웨이 장치

명세서

기술분야

본 출원은 35 U.S.C. §120에서 규정하고 있는 바에 따라, '손목에서 생리적 변수를 측정하기 위한 방법 및 장치(METHOD AND DEVICE FOR MEASURING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS AT THE WRIST)'란 명칭으로 2001년 12월 10일자로 출원된 미국 특허 출원 제10/006,357호를 우선권 주장하고 있으며, 이에 상기 출원의 주제를 참고를 위해 포함하고 있다.

본 발명은 측정 대상의 손목에서 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한, 바람직하게는 측정 대상의 임상적으로 유용한 정보를 추출하기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다. 보다 구체적으로 설명하자면, 본 발명은 끈이나 기타 다른 고정 용품을 이용하여 측정 대상의 손목에 착용되어, 생리적 변수의 측정을 통해 측정 대상을 관찰하는 데에 사용될 수도 있는 장치에 관한 것이다.

배경기술

현재, 측정 대상인 사람을 비침해적인 방식으로 관찰하기 위한 상당히 다양한 유형의 장치가 이용되고 있다. 예를 들어, 심장 기능의 경우 사용자 자신이 전극을 사용하여 관찰할 수 있는데, 이 경우 사용자는 그 전극을 자신의 피부에 부착하여야 한다. 이러한 장비는, 비침해적이긴 하지만, 유선 센서 및 케이블 망을 부 착하고 있는 사용자가 사용하기에는 불편할 수 있으며, 또한, 가격이 매우 비싸, 그 사용이 병원으로만 국한되도록 하며, 가격이 비싸면서 환자에게 불편함을 주는 기타 다른 의료 설비의 사용을 정당화할 수 있다. 또한, 의료진으로부터 검사를 받을 때에 환자가 겁을 먹을 수도 있어, 이같은 환자를 위해서는 보통의 표시값을 크게 변경하여야 한다. 본 명세서에서 용어 '측정 대상(subject)', '환자' 및 '사용자'는 상호 호환 가능하게 사용됨을 이해하여야 한다.

그러나, 이와 같이 측정 대상을 비침해적인 방식으로 관찰하여야 하는 상황에도 여러 가지로 차이가 있는데, 예를 들어, 측정 대상인 사람의 전체적인 건강 상태의 유지 관리의 일익을 담당하는 데에는 이러한 관찰이 매우 유용할 수 있으며, 또한 측정 대상의 건강에 있어서의 부수적인 악화 현상이 현저해지기 전에 측정 대상의 생리적 조건의 악화를 검출할 목적으로 사용될 수 있다. 정규의 비침해적인 관찰에 의해 검출될 수 있는 생리적인 악조건의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 과도한 체중 증가 또는 감소, 부정맥 및 기타 다른 심장 여건, 부적절한 포도당 대사 작용 형태로 나타나는 초기 당뇨병, 그리고 폐활량 감소나 기타 다른 호흡 관련 문제가 포함된다.

심박수와 혈압은 생리적인 또는 감정적인 스트레스에 반응하는 신체의 생리적 조건 및 사람의 건강 상태를 결정하는 중요한 인자이다. 특히, 심장 질환이 있는 및/또는 심장 기능이 저하되었거나 혈압이 높은 개개인에게는 이러한 생리적 변수의 주기적인 관찰이 아주 중요하다. 그러나, 생리적으로 건강한 개개인도 예를 들어, 격렬할 운동에 참가한 경우와 같은 극도의 긴장 상황에서는 심박수와 혈압을 주기적으로 관찰하고자 할 수도 있다.

측정 대상인 사람이 자신의 일상 환경에서, 예를 들어 집이나 사무실에서 그러한 정기적인 관찰을 수행할 수 있도록 하기 위해서는, 관찰 장비가 비침해적이면서도 사용이 용이하여야 한다. 장비는 또한, 사용자가 복잡한 동작을 수행할 것을 필요로 하지 않고서도 및/또는 사용자로 하여금 복잡한 장치를 조작하도록 하지 않고서도 사용자의 적어도 하나의 생리적 변수를 관찰할 수 있어야 한다. 실제로, 그러한 장비는 측정 대상의 정규 생활의 일부로서 포함되는 것이 아주 바람직한데, 이는 측정 대상인 사람이 추가의 또는 특별한 동작을 담당할 경우 적응성 감소를 초래하기가 쉽기 때문이다. 또한, 장비는 견고하면서도 저렴하여야 한다.

이러한 장치의 일예에는, 측정 대상의 손목에 생리적 센서를 부착하기 위한 손목 밴드가 포함되어 있다. 현재, 상당히 다양한 유형의 손목 밴드 장치가 사용되고 있는데, 그 중 대부분은 측정 대상 자신의 생리적 상태, 즉 주로 심박수 및 혈압과 같은 정보를 제공하기 위하여 독립형 장치로서 사용되도록 되어 있다. 대부분의 이러한 장치는 팽창 완대(cuff)를 사용하여 그러한 측정을 수행하는데, 상기 완대는 부피가 크고 측정 대상에게 불편함을 준다.

손목 장착식 심박수 관찰기가 당업계에 공지되어 있으며, 예를 들어 오르(Orr) 등의 미국 특허 제3,807,388호에 개시되어 있다. 이 관찰기의 경우에는, 공지의 주파수에서 되풀이되는 전기 펄스를 계산함으로써 심장 박동 시간을 측정하고 있다. 그 심장 박동 시간이 특정한 평균 심박수이다. 그러나, 개시된 측정 시스템은 심박수를 직접적으로 측정하고 있지는 않으므로, 짧은 시간 간격에 걸 친 심장 박동 시간의 불안정성으로 인해 측정이 부정확하게 된다.

혈압 측정 장치는 페쯔크(Petzke) 등의 미국 특허 제3,926,179호에 개시되어 있는데, 이 장치의 경우에는 손목의 요골 동맥에 인접하여 탐침이 적용되고 있다. 탐침 상의 감압성 변환기가 요골 동맥의 혈압 펄스에 대응하는 전기 신호를 발생시키며, 이 전기 펄스는 아날로그 회로에 적용되는데, 이 아날로그 회로는 그 전기 펄스 신호 피크에서의 통합 전압에 대응하는 심장 수축 신호 및 펄스 신호의 저점에서의 전압에 대응하는 심장 확장 신호를 발생시킨다. 이러한 페쯔크 등의 아날로그 장치는 그 작동에 상당한 양의 동력을 필요로 하며, 따라서 손목에 착용하기 위한 소형의 콤팩트한 독립형 장치로 사용하기에는 적당하지 않다.

혈압 및 심박수 측정을 위한 손목 시계가 또한 브로드와터(Broadwater)의 미국 특허 제4,331,154호에 개시되어 있는데, 이 경우에는, 심장 수축 및 확장 혈압 뿐만 아니라 심박수를 측정하기 위해 디지털 시계가 사용되고 있다. 이러한 시계의 밴드에는 압전 변환기가 지탱되어 있는데, 압전 변환기는 밴드에 마련된 스위치가 작동되면 손목의 요골 동맥에 인접한 위치에 접촉하는 상태로 유지되어 있다. 이러한 측정 방법에서는 혈압의 평가에 필요한 절대값으로 인해 장치의 표시값이 부정확해지는데, 그 이유는 손과 손목의 조직이 하루중 시간에 따라, 또한 대기압과 같은 외부 환경에 따라 확장 및 수축될 수도 있기 때문이다. 이러한 확장 또는 수축은 손목 장착식 장치의 장력이 달라지도록 하므

로, 매일 보정 해주지 않는 한 사용하기가 적당하지 않다.

다른 손목 장착식 장치로는, 주로 독거 노인을 위한 무선 방식의 비상 경보 시스템용이 있다. 이들 장치는 보통 손목 밴드 또는 시계줄 형태로 형성되어 있으며, 사용자가 고통을 느낄 때마다, 장치에 마련된 비상 경보 버튼을 누르도록 되어 있다. 누름 작동에 따라 장치는 단향성의 무선 데이터 통신 링크를 사용하여 디지털 코딩 무선 메시지를 부근에 위치한, 보통은 사용자가 위치한 방의 게이트웨이 장치로 전송한다. 그에 따라 게이트웨이 장치는 수동식 교신 센터와 예를 들어, 지상 또는 휴대폰 연결국을 통해 교신을 수행한다. 보통은 사용자의 특정 식별자가 우선 전송되고, 그 후 운영자인 사람이 스피커를 통해 사용자와 통화하는 한편 게이트웨이 내부에 위치한 민감한 마이크로폰을 통해 소리를 듣도록 되어 있다. 그러나, 전술한 시스템 중 어느 것도 사용자의 현재의 물리적 상태를 알려주기 위한 생리적 측정 장치를 내장하고 있지는 않다.

전술한 바와 같은 상황에서, 호출 센터의 운영자는 사용자와의 대화를 통해서만 사용자의 상태를 알 수 있을 뿐이다. 그러나, 이는 사용자가 실제로 통화할 수 있는 상태에 있는 경우에만 가능한 것으로, 주위 소음이 심할 경우에는 사용자가 게이트웨이 장치의 마이크로폰을 통해 소리를 듣기가 불가능할 수도 있다.

발명의 상세한 설명

종래 기술에는 심박수, 호흡수 및 혈압과 같은 의료 정보를 추출하기 위하여 편리하면서도 비침해적이고 또한 자율적인 방식으로 하나 이상의 생리적 변수를 측정할 수 있으면서, 사용자가 손목에 착용할 수도 있는 장치가 공지되거나 제안되어 있지 않다. 종래 기술에는 또한, 생리적 변수를 측정하여 그 정보를 교신 센터 또는 기타 다른 의료진을 갖춘 장소로 전송할 수 있는 손목 장착식 장치가 공지되거 나 제안되어 있지 않다. 종래 기술에는 또한, 컴팩트한 구성의 비침해적이면서도 가벼운 손목 장착식 장치가 공지되거나 제안되어 있지 않다.

본 발명은 사용자의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 손목 장착식 장치를 제공함으로써 종래 기술의 이러한 단점을 극복하고 있다. 본 발명에 의하면, 바람직하게는, 측정치가 사용자에 대한 의료 정보로 변환되어, 및/또는 그 결과치가 LCD 표시 장치에 표시될 수 있다. 본 명세서에 사용된 바와 같은, 용어 '생리적 변수'는 센서로부터 수신된 신호를 일컫는 것이며, 용어 '의료 정보'는 이러한 신호 및/또는 신호 조합을 분석하여 추출 또는 획득 가능한 정보를 일컫는 것이다. 이러한 정보는 또한, 임의로, 게이트웨이 장치를 통해 의료진(예를 들어, 교신 관찰 센터의)에게 및/또는 원거리 서버로 전송될 수도 있다. 게이트웨이 장치는 바람직하게는, 무선 통신 채널을 통해 본 발명의 손목 장착식 장치와 통신 가능하다.

본 발명은 로컬 LCD 표시 장치 상에 사용자에 대한 의료 정보를 표시해주는 기능을 갖추어, 바람직하게는, 사용자가 현지에서 임의로 그 결과치를 읽을 수 있도록 하고 있다. 측정된 생리적 변수(들)로부터 추출 가능한 의료 정보의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 심박수, 심박수에 있어서의 규칙성, 호흡수, 심장 부정맥(있다면), 그리고 심장의 일반적인 리듬 및 기능, 혈압, 경련과 같은 비정상적인 신체 움직임 유무, 신체 위치, 일반적인 신체 움직임, 체온, 땀의 존재 유무 및 정도, 혈액 중 산소 포화도 및 혈당량이 포함된다.

이러한 생리적 변수에 추가하여, 본 발명은 측정 대상의 생리적 조건에 영향 을 미칠 수도 있는 기타 변수를 측정할 수도 있는데, 그러한 기타 변수에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 대기 온도 및 습도, 채광 조건, 공기 중의 연기 또는 기타 물질, 집으로부터의 거리 등이 포함된다.

임의로 그리고 보다 바람직하게는, 본 발명은 또한 사용자의 응급 상황 또는 위급 상황을 알리기 위하여 게이트웨이 장치를 통해 전송되기 위한 경보 신호를 특징으로 한다. 이러한 경보 신호는 임의로, 사용자의 수동 작동에 따라, 예를 들어 사용자가 '비상 버튼'을 누름으로써, 전송될 수도 있다.

수동으로 활성화된 경보 신호를 수신하자마자, 게이트웨이는 바람직하게는, 운영자가 사람인 호출 센터로 바로 호출을 개시하며, 그 후 장치는 바람직하게는, 사용자의 생리적 변수 중 하나 이상의 현재 측정치를 자동으로 수집한다. 이러한 측정치는 게이트웨이로 바로 전송될 수도 있으며, 또는 선택적으로는 그 결과치를 게이트웨이로 전송하기 전에 사용자의 의료 정보를 컴퓨터 처리하기 위하여 분석될 수도 있다. 그 후 바람직하게는, 운영자가 그 수신 정보로부터 사용자의 의료 정보를 평가할 수 있도록 된다.

보다 바람직하게는, 사용자가 비상 버튼을 누를 수 없는 경우에도 사용자의 하나 이상의 생리적 변수 측정 시에 경보 신호가 자동으로 전송된다. 임의로, 이러한 경보 신호는 예를 들어, 손목 장착식 장치 자체로부터 발생하는 것이 보다 바람직한 가청 경보음을 생성함으로써 추가적으로 또는 선택적으로 사용자에게 주어질 수도 있다.

본 발명의 장치는 또한, 사용자의 하나 이상의 생리적 변수를 적어도 주기적 으로 또는 연속적으로 관찰한다. 이러한 연속적인 관찰을 통해 장치는 불안정한 또는 과도한 심박수 또는 상당히 높거나 낮은 혈압과 같은 의료 정보를 나타

낼 수도 있는 하나 이상의 생리적 변수가 예정된 범위를 벗어나는 것으로 판명된 경우 보다 용이하게 경보 신호를 전송할 수 있게 된다.

본 발명의 예시적인 실시예에 따르면, 손목 장착식 장치는 손목 밴드 또는 기타 다른 고정 용품에 부착된 하나 이상의 센서를 포함한다. 이(들) 센서는 임의로, 유선을 이용하거나 무선 접속을 통해 마이크로프로세서에 연결될 수도 있다. 마이크로프로세서는 임의로, 손목 밴드 내부에 설치될 수도 있으며, 또는 그렇지 않고 손목 밴드에 부착될 수도 있다. 센서(들)에 의해 임의로, 적어도 하나의 생리적 변수의 측정치가 자동적으로 수집되는 한편, 마이크로프로세서는 이러한 측정치(들)로부터 사용자에 대한 의료 정보를 추출하기 위해 하나 이상의 지침을 실행할 수 있다.

보다 바람직하게는, 마이크로프로세서는 의료 정보를 컴퓨터 처리할 목적으로 수집 데이터를 처리 및 분석하기 위하여 소프트웨어 프로그램을 작동시킨다. 추출 정보(임의로는 또한 생데이터도 포함하여)는 그 후 바람직하게는, 전술한 게이트웨이 장치로 전송된다. 게이트웨이 장치는 임의로, 이러한 정보를 원거리 서버로 중계할 수도 있으며, 보다 바람직하게는 이러한 원거리 서버가 예를 들어, 교신 센터의 의료진에게 이러한 정보를 제공할 수 있다. 따라서, 사용자의 의료 정보 및/또는 생리적 변수가 임의로 연속적으로 관찰될 수 있으며, 보다 바람직하게는 사용자의 보다 나은 치료를 가능하게 한다. 본 발명에 따르면, 측정 대상의 적 어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치가 제공되며, 이 장치는 (a) 사용자의 손목에 고정되는 고정 용품과, b) 사용자의 적어도 하나의 생리적 기능을 측정하기 위한 적어도 하나의 센서로서, 손목의 적어도 일부와 접촉할 수도 있으며 고정 용품에 부착되는 그러한 센서, 그리고 c)센서로부터의 신호를 수신하여 적어도 하나의 측정치를 전환하여 적어도 하나의 생리적 변수를 생성하기 위한 프로세서를 포함한다. 임의로, 데이터는 사용자에 의해 또는 조작자에 의해 이후에 다운로딩되도록 비휘발성 메모리에 저장될 수도 있다.

본 발명의 다른 실시예에 따르면, 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템이 제공되며, 이 시스템은, (a) 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치로서, (i) 사용자의 손목에 고정되는 고정 용품과, (ii) 사용자의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하며, 손목의 적어도 일부와 접촉하고, 상기 고정 용품에 부착되는 센서, 그리고 (iii) 적어도 전송 데이터용의 통신 유닛을 구비하는 생리적 변수 측정 장치, 그리고 (b) 측정될 상기 전송 데이터를 수신하기 위한 게이트웨이 장치를 포함한다.

본 발명의 또다른 실시예에 따르면, 측정 대상의 생리적 변수를 관찰하기 위한 방법이 제공되며, 이 방법은 사용자의 적어도 일부의 펄스 지점에 부착되어 생리적 변수를 관찰하기 위한 장치를 제공하는 단계와, 상기 펄스 지점을 통해 생리적 변수를 관찰하는 단계; 그리고 사용자의 생리적 변수의 레벨이 예상 범위를 벗어난 경우 경보를 전송하는 단계를 포함한다.

본 발명의 또다른 실시예에 따르면, 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수 를 측정하기 위한 장치가 제공되며, 이 장치는 (a) 사용자의 손목에 고정되는 고정 용품과, (b) 사용자의 손목의 펄스 지점에서 그 사용자의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한, 상기 고정 용품에 부착되는 압전세라믹 센서, 그리고 (c) 상기 센서로부터의 신호를 수신하여 상기 적어도 하나의 측정치를 전환함으로써 의료 정보를 생성하기 위한 프로세서를 포함한다.

후술하는 설명에서, 용어 '마이크로프로세서'에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 일반적인 용도의 마이크로프로세서와, DSP, 마이크로컨트롤러 또는 특정 용도의 ASIC가 포함된다.

본 발명의 방법은 데이터 프로세서에 의해 수행되는 처리로서 기술될 수 있으며, 따라서 소프트웨어, 하드웨어나 펌웨어, 또는 그 조합체를 이용하여 임의로 실시될 수 있다. 본 발명에 있어서, 소프트웨어 용례는 당업자가 용이하게 선택 가능한 실질적으로 소정의 적당한 프로그래밍 언어로 기재될 수 있다. 선택된 프로그래밍 언어는 소프트웨어 용례의 실행에 따라 컴퓨터 계산 가능한 장치(컴퓨터 하드웨어 및 작동 시스템)과 겸용이어야 한다. 적당한 프로그래밍 언어의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 비쥬얼 베이직, 어셈블러, 비쥬얼 C, 스탠다드 C, C++ 및 자바가 포함된다.

도면의 간단한 설명

본 발명이 첨부 도면을 참조하여 단지 예시적으로만 기술되어 있다.

도 1은 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 시스템의 개략적인 블록도.

도 2는 예시적인 장치의 분해도.

도 3은 개괄적인 상태 흐름도.

도 4는 장치와 게이트웨이 사이의 양방향 메시지 포맷을 도시한 도면.

도 5는 ECG 사양을 갖춘 예시적인 장치의 분해도.

도 6은 SpO2 센서가 설치된 예시적인 장치의 분해도.

실시예

본 발명은 사용자의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 손목 장착식 장치에 관한 것이다. 본 발명에 의하면 바람직하게는 그 측정치가 사용자에 대한 의료 정보로 변환될 수 있다. 이러한 정보는 또한 임의로, 게이트웨이 장치를 통해, 의료진에게(예를 들어, 교신 관찰 센터의) 및/또는 원거리 서버로 전송될 수도 있다. 게이트웨이 장치는 바람직하게는, 무선 통신 채널을 통해 본 발명의 손목 장착식 장치와 통신 가능하다.

측정된 생리적 변수(들)로부터 추출될 수도 있는 의료 정보의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 심박수, 심장 박동수에 있어서의 규칙성, 호흡수, 심장 부정맥(만일 있다면), 그리고 심장의 일반적인 리듬 및 기능, 혈압, 경련과 같은 비정상적인 신체 움직임 유무, 신체 위치, 일반적인 신체 움직임, 체온, 땀의 유무 및 정도, 혈액 중 산소 포화도 및 혈당량이 포함된다.

임의로 그리고 보다 바람직하게는, 본 발명은 또한, 사용자의 응급 상황 또는 위급 상황을 알리기 위하여 게이트웨이 장치를 통해 전송되기 위한 경보 신호를 특징으로 한다. 이러한 경보 신호는 임의로, 사용자의 수동 작동에 따라, 예를 들어 사용자가 '비상 버튼'을 누름으로써, 전송될 수도 있다.

가장 바람직하게는, 경보 신호는 사용자가 비상 버튼을 누를 수 없는 경우에도 사용자의 하나 이상의 생리적 변수 측정 시에 자동적으로 전송된다. 임으로, 그러한 경보 신호는 예를 들어, 손목 장착식 장치 자체로부터 발생하는 것이 보다 바람직한 가청 경보음을 생성함으로써 추가적으로 또는 선택적으로 사용자에게 주어질 수도 있다.

본 발명의 예시적인 실시예는 또한, 측정 대상의 생리적 조건에 영향을 미칠 수도 있는 변수를 측정할 수도 있는데, 이러한 변수에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 대기 온도 및 습도, 채광 조건, 공기 중의 연기 또는 기타 물질, 집으로부터의 거리 등이 포함된다.

수동으로/자동으로 활성화된 경보 신호를 수신하자마자, 바람직하게는 게이트웨이가 운영자가 사람인 호출 센터로 바로 호출을 개시한다. 그 후, 장치는 바람직하게는 사용자의 생리적 변수 중 하나 이상의 현재 측정치를 자동으로 수집한다. 이러한 측정치는 게이트웨이로 바로 전송될 수도 있으며, 또는 선택적으로는 그 결과치를 게이트웨이로 전송하기 전에 사용자의 의료 변수를 컴퓨터 처리하기 위하여 분석될 수도 있다. 게이트웨이는 또한, 예를 들어 측정치가 게이트웨이로 바로 전송된 경우 그 측정치를 분석할 수도 있다. 의료 센서의 운영자는 그 후, 수신된 정보로부터 사용자의 의료 정보를 평가할 수 있는 것이 바람직하다. 본 명세서에서 용어 '의료 센터' 및 '호출 센터'는 상호 호한 가능하게 사용되고 있음을 이해하여야 한다.

본 발명의 장치는 또한, 사용자의 하나 이상의 생리적 변수의 값 또는 조건 을 적어도 주기적으로, 보다 바람직하게는 연속적으로 관찰할 수도 있다. 그러한 연속적인 관찰을 통해 장치는 하나 이상의 생리적 변수 측정치가 수집되어 마이크로프로세서에 의해 분석되어 의료 정보를 구축하고, 또한 예를 들어, 불안정한 심박수 또는 상당히 높거나 낮은 혈압과 같은 그 생리적 변수가 예정된 범위를 벗어나는 것으로 판명된 경우 보다 용이하게 경보 신호를 전송할 수 있게 된다.

본 발명의 비제한적인 실시예에 따르면, 손목 장착식 장치는 손목 밴드 또는 기타 다른 고정 용품에 부착된 하나 이상의 센서를 특징으로 한다. 이(들) 센서는 바람직하게는 마이크로프로세서에, 임의로 유선으로 또는 무선 접속을 통해 연결될 수도 있다. 마이크로프로세서는 임의로 또한, 손목 밴드 내부에 설치될 수도 있으며, 또는 그렇지 않고 손목 밴드에 부착될 수도 있다. 센서(들)는 바람직하게는 적어도 하나의 생리적 변수 측정치가 자동으로 수집되도록 하며, 보다 바람직하게는, 마이크로프로세서가 이러한 측정치(들)로부터 사용자에 대한 임상적으로 유용한 정보를 추출하기 위해 하나 이상의 지침을 실행할 수 있다.

보다 바람직하게는, 마이크로프로세서는 의료 정보를 컴퓨터 처리할 목적으로 수집 데이터를 처리 및 분석하기 위하여 소프트웨어 프로그램을 작동시킨다. 추출된 의료 정보(임의로 또한 생데이터와 함께)는 그 후 바람직하게는, 전술한 게이트웨이 장치로 전송된다. 이 게이트웨이 장치는 그 후 바람직하게는, 이러한 정보를 원거리 서버로 중계하며, 보다 바람직하게는 이러한 원거리 서버는 예를 들어, 교신 센터의 의료진에게 이러한 정보를 제공할 수 있다. 따라서, 사용자의 생리적 변수의 연속적인 관찰을 통해 임의로 그리고 보다 바람직하게는 사용자의 보 다 나은 치료가 가능해질 수도 있다.

본 발명에 따른 장치를 착용하고 있는 측정 대상의 심박수 및/또는 기타 다른 심장 관련 생리적 변수를 측정하기 위한 일반적이면서도 비제한적인 적당한 방법의 예가 그 전체 내용이 본원에 참조로써 포함되어 있는, 부호 양(Boo-Ho Yang), 위 장(Yi, Zhang) 및 에이치. 해리 아사다(H. Harry Asada)에 의한, 심장 확장성 및 수축성 혈압이 심장 박동당 펄스 압력을 이용하여 계산하고 있는, '센서를 이용한 심박수 및 혈압의 커프리스형 연속 관찰(Cuff-less Continuous Monitoring of Beat-To-Beat Blood Pressure Using Sensor Fusion)'이란 제목의 기사-IEEE (또한, 2001년 12월 9일자로 올려진 http://web.mit.edu/zyi/www/pdf/ IEEETrans2000.pdf 참조)에 개시되어 있다. 그 내용을 보면 본 발명에 따른 기능성을 갖춘 장치를 개시하고 있지는 않지만, 개시된 방법이 측정 대상의 피부를 관통하는 펄스로부터의 외부 압력 측정치를 이용하여 혈압을 결정하기에는 대체로 유용하다.

본 발명에 따른 장치 및 방법의 원리 및 작동이 첨부 도면과 이하의 설명을 참조하여 보다 잘 이해될 수도 있을 것이다.

이제 도면을 참조하면, 도 1은 본 발명에 따른 시스템의 개략적인 블록도이다. 도시된 바와 같이, 시스템(100)은 예를 들어, 사용자의 손목에 손목 밴드 또는 기타 다른 고정 용품을 사용하여 부착됨으로써 사용자가 착용하게 될 착용 장치(101), 바람직하게는 손목 장착식 장치를 포함한다. 이러한 장치(101)는 사용자의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 적어도 하나의 생리적 센서(102)를 포함한다. 예시로서의 센서(102)의 기능이 보다 상세히 후술된다.

장치(101)는 임의로, 사용자의 피부와 직접 접촉하지는 않는, 바람직하게는 압전세라믹 센서와 같은 진동 센서(123)를 포함할 수도 있다. 이 진동 센서(123)는 손목의 움직임을 측정하게 된다. 이러한 센서(123)로부터의 출력값은 손목의 움직임을 포착하고, 그러한 움직임으로 인해 유발되는, 생리적 센서(102)에 의해 수신된 일부 잡음을 복구하도록 처리 유닛(103)에 의해 사용될 수 있다.

장치(101)는 기타 다른 변수의 측정을 위해 추가의 대기 센서(130) 또는 추가의 측정 루틴(routine)을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 장치(101)는 임의로, 대기 습도를 측정하기 위한 습도 센서를 구비할 수도 있다. 예시의 습도 센서는 허니웰(Honeywell)사에 의해 제조된 습도 게이지일 수도 있다.

측정된 생리적 변수(들)의 처리를 수행하기 위하여, 처리 유닛(103)은 임의로, 내부 RAM 및 비휘발성 프로그램 메모리(도시 생략)를 포함할 수도 있다. 또한 처리 유닛(103)은 임의로, 처리 유닛(103)의 외부에 위치한 확장 데이터 메모리(105)를 포함할 수도 있다. 처리 유닛(103)은 바람직하게는, 센서(102)에 의해 획득한 데이터의 처리를 위한 적어도 하나의 지침을 실행한다.

이러한 처리 유닛(103)의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 마이크로칩 테크놀러지 인코포레이티드(Microchip Technology Inc.,)에 의해 이루어진 PIC18LC452가 포함되는데, 이는 32K 바이트의 비휘발성 프로그램 메모리와 1.5K 바이트의 내부 RAM 그리고 10개 채널의 10 비트 A/D 컨버터를 내장하고 있다.

확장 메모리(105)는 바람직하게는, 전기적으로 삭제 가능한 비휘발성 메모리 외부 구성요소이다. 이러한 메모리 구성요소의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아 니지만, FM24CL64-S(램트론(Ramtron), 미국)이 포함되며, 이는 표본 추출된 생리적 변수에 관한 일시적 데이터를 저장하기 위한 64K 비트의 고속 접속 방식의 판독/기록 시리얼 메모리를 갖추고 있다.

보다 상세히 후술되는 바와 같이, 게이트웨이 장치(110)로 데이터 및/또는 정보를 전송하기 전에 장치(101)가 약간의 측정치를 임의로 저장할 수 있음에 따라, 장치(101)는 임의로 각각의 측정에 대한 정확한 시간과 데이터를 제공하기 위한 실시간 측정 시계(117)를 포함할 수도 있다. 저장된 데이터 및/또는 정보는 또한 임으로, 측정 대상으로 하여금 약의 복용을 상기시키고 사전 예약된 측정 등을 수행하도록 하는 등의 용례에 사용될 수도 있다. 센서(102)가 아날로그 센서인 경우 아날로그 신호를 디지털 신호로 전환하기 위하여 다중 입력부를 갖춘 A/D 컨버터(109)가 또한 임의로 그리고 바람직하게 사용된다.

장치(101)는 바람직하게는, 적어도 단향성의, 보다 바람직하게는 양방향성의 내부 통신 유닛(104)을 포함하여, 게이트웨이 장치(110)와 통신하도록 된다. 게이트웨이 장치(110)는 통신 유닛(107)을 포함할 수도 있다. 통신 유닛(104)은 임의로, 유선을 통해 또는 선택적으로는 무선 통신 링크(121)를 통해 통신 유닛(107)과 통신 가능하다. 본 발명의 비제한적인 실시예에 따르면, 게이트웨이 장치(110)는 예를 들어, 사용자의 행동 반경 내에 위치함으로써 사용자에게 비교적 근접하게 결국은 장치(101)에 비교적 근접한 위치에 배치된다. 비제한적인 예에 따르면, 게이트웨이 장치(110)는 임의로, 사용자의 집 안에 설치될 수 있다.

게이트웨이 장치(110)는 또한 임의로 그리고 보다 바람직하게는, 예를 들어 장치(101)와의 통신과 같은, 게이트웨이 장치(110)의 기능을 제어하기 위한 제어기(108)를 포함한다.

게이트웨이 장치(110)는 바람직하게는, 데이터 링크(120)를 통해 원거리 서버(114)와 통신 가능한데, 이러한 원거리

서버는 예를 들어, 정규 LAN을 이용한 TCP/IP 또는 DTMF 코딩에 의한 직접 다이얼-업 모뎀 접속부 또는 ISP로의 다이얼-업 모뎀 접속부일 수 있다. 어느 경우에나, 데이터 링크(120)는 임의로, 유선일 수도 있으며, 또는 얘를 들어, 휴대폰 및/또는 지상 전화 시스템 또는 그 조합 시스템을 이용하는 무선 링크일 수도 있다.

원거리 서버(114)는 시스템 관리자(112)에 의해 제어될 수도 있다. 이러한 관리자는 사람(수동 작동의 경우)일 수도 있으며, 또는 소프트웨어 프로그램(자동 작동의 경우)일 수도 있고, 또는 그 조합일 수도 있다. 원거리 서버(114)는 또한 바람직하게는, 게이트웨이 장치(110)로부터 수신된 데이터를 저장하기 위한 데이터베이스(113)를 포함한다.

장치(101)는 또한, 예를 들어 사용자가 곤란에 처한 경우 사용자가 수동으로 작동시키도록 되어 있는 수동 작동식 비상 경보 버튼(116)을 포함할 수도 있다. 장치(101)는 또한 임의로, 예를 들어 경계 작동 또는 배터리 잔량 부족을 알려주기 위해, LED 디스플레이 장치(118)를 포함할 수도 있다.

생리적 센서(102)는 바람직하게는, 센서 조립체의 일부를 이룬다. 어떠한 방식으로도 제한하고자 하는 의도는 없이, 이하의 기술 내용에서는 인가된 압력의 크기에 대응하는 진폭을 갖는, 전기 신호를 발생시키기 위한 압전세라믹 변환기를 포함하는, 생리적 센서(102)가 중점적으로 설명되고 있다. 따라서, 변환기의 적어도 일부가 손목의 소정 영역, 즉 혈압 펄스가 검출될 수도 있는 영역에 인접하게 또한 그 영역과 물리적으로 접촉하는 상태로 배치된 경우, 변환기는 검출된 혈압 펄스에 대응하는 전기 압력 펄스를 생성한다. 각각의 전기 압력 펄스는 바람직하게는, 심장 확장 주기에 걸친 최소 전압과 심장 수축 주기에 걸친 최대 전압을 규정한다.

본 발명의 바람직한 실시예에 따른 압력 변환기로서 압전세라믹 센서가 사용되고 있긴 하지만, 당업계에 공지된 기타 다른 변환기가 본 발명의 범위를 벗어남이 없이 사용될 수도 있음을 이해하여야 한다. 이러한 센서의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 압전 변환기와, 저항성 인장계 및 광섬유 기술로 이루어진 압력 센서가 포함된다.

본 발명에는 압전세라믹 변환기가 바람직한데, 그 이유는 이러한 변환기가 요골 동맥의 내부에서 야기된 직접적인 압력의 영향을 측정하는 반면, 다른 변환기, 예를 들어 저항성 인장계는 요골 동맥의 확장으로 인해 피부 표면에 인가된 긴장력과 같은 이차적인 영향을 측정하기 때문이다. 압전세라믹 변환기는 또한, 고품질의 신호를 생성하면서도 압전 변환기보다 저렴하다.

도 1에 도시된 바와 같이, 센서(102)의 아날로그 출력부는 우선 아날로그 프론트-엔드(119)에 의해 처리되는 것이 바람직하며, 이러한 아날로그 프론트 엔드는 보다 바람직하게는, 아날로그 필터(도시하지 않음)를 수반하는 적절한 센서를 선정하기 위한 아날로그 선택기를 내장하고 있다. 비제한적인 예에 따르면, 이러한 아 날로그 필터는 바람직하게는, 통상의 혈압 펄스의 완전한 스펙트럼을 얻기 위하여, 약 20Hz의 컷오프(cutoff), 선형 위상 응답, 10Hz에 이르는 평탄한 진폭 응답, 그리고 약 3의 증폭 계수를 갖추고 있다. 여과된 신호는 그 후, A/D 컨버터(109)로 도입된다.

처리 유닛(103)은 바람직하게는, A/D 컨버터(109)의 작동을 제어한다. 생리적 측정이 개시되면, A/D 컨버터(109)는 바람직하게는 처리 유닛(103)에 의해 제어되는 속도로 아날로그 프론트-엔드(119)로부터 센서(102)의 여과된 아날로그 신호를 표본 추출하기 시작한다. 상기 속도는 임의로 보다 바람직하게는, 우수한 품질의 표본 추출된 신호를 유지하기 위하여 4의 계수로 데이터를 표본 추출하기 위하여 초당 80개를 표본 추출하는 속도이다. A/D 컨버터(109)는 바람직하게는, 예를 들어 임의의 샘플 당 10 비트의 해상도로 아날로그 데이터를 디지털 코딩된 단어로 변환한다.

예시적인 측정 주기는 데이터가 처리 유닛(103)에 모아지는 약 30초일 수도 있다. 처리 유닛(103)은 바람직하게는, 데이터가 합법적인 생리적 데이터(동맥의 혈압 펄스와 같은)의 일부 지시 사항을 포함하고 있는지를 또는 선택적으로는 데이터가 단지 잡음이나 불량 표시값만을 포함하고 있는지를 결정하기 위하여, 표본 추출된 데이터의 가치를 시험하기 위한 소프트웨어 프로그램을 작동시킨다. 후자의 경우에, A/D 컨버터(109)는 바람직하게는, 측정 데이터를 획득하기 위하여 신호를 다시 표본 추출하기 시작한다. 이러한 처리는 바람직하게는, 소프트웨어가 충분한 유효 데이터가 수집되었다고 결정할 때까지 또는 약간의 연속적인 거절(보통 세번) 이 있은 후까지 계속된다.

그 후, 소프트웨어 프로그램은 바람직하게는, 그 전체 내용이 본원에 참조로써 포함되어 있는 미국 특허 제4,418,700호에 개시된 바와 같은 방법을 사용하여 심장 수축 및 심장 확장 혈압을 계산하는 등과 같은 방식으로, 표본 추출된 데이터로부터 일부 의학적 변수를 계산하기 위한 알고리즘을 수행한다.

계산된 변수는 또한, 바람직하게는 메모리(105)에 저장된다. 이 메모리(105)에 저장된 데이터는 바람직하게는, 비상 버튼(116)의 수동 작동 이후 주기적으로, 또는 선택적으로나 추가적으로 게이트웨이 장치(110)로 전달된다.

계산된 변수는 또한 임의로 그리고 바람직하게는, 로컬 LCD 디스플레이 장치(124) 상에 표시되어, 사용자가 현지에서 최근의 의학적 결과치를 관찰할 수 있도록 한다.

보다 바람직하게는, 원거리 서버(114)로 전송된 모든 의학적 변수의 데이터는 사용자의 사생활을 유지하기 위한 비밀

프로토콜에 따라 전송된다.

또한, 소프트웨어 프로그램은 바람직하게는, 의학적 변수가 정상적인 예상치를 초과하거나 다시 말해 그 범위 밖에 있는 수치를 갖는 경우, 경계 경보를 발생시키기 위한 다른 알고리즘을 수행한다.

장치(101)로부터 게이트웨이 장치(110)로의 일방향 링크가 사용될 수도 있긴 하지만, 장치(101)는 바람직하게는, 게이트웨이 장치(110)와 보다 신뢰성 있는 통신을 구축하기 위해, 링크(121)로 도시된 바와 같은 양방향 통신 링크를 포함한다. 통신 유닛(104, 107)의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 전세계적인 ISM 밴드(433.92Mhz)에서 작동하는 RF401 UHF 송수신기(노르딕(Nordic)), 적외선 수신기, 그리고 2.4GHz 밴드에서 양방향으로 작동하는 '블루투스' 프로토콜 가능 송수신기가 포함된다.

장치(101)는 바람직하게는 비휘발성 데이터 저장부에, 보다 바람직하게는 메모리(105)에 저장된 그 고유의 독특한 식별자를 구비한다. 매시간 장치(101)는 무선 메시지를 게이트웨이 장치(110)로 전송하며, 임의로 식별자가 주기적으로만, 예를 들어 하루에 한번만 전송될 수도 있긴 하지만, 장치(101)는 또한 바람직하게는, 독특한 식별자를 게이트웨이 장치(110)로 전송한다. 게이트웨이 장치(110)는 또한 바람직하게는, 메시지에 특정 장치의 식별자를 포함시킴으로써 그 특정 장치(101)로 메시지를 전송하여, 이러한 장치가 메시지를 수신하여야 함을 규정한다.

전술한 바와 같이, 장치(101)는 바람직하게는, 자체적으로 실시간 측정 시계(117)를 구비한다. 사용자를 주기적으로 관찰하기 위해, 이 실시간 측정 시계(117)는 바람직하게는, 각각의 결과치 세트 마다 타임 태그(time tag)를 제공하도록 사용된다. 이러한 타임 태그는 긴 시간 주기 동안 사용자를 연속적으로 관찰하는 데에 있어 매우 중요하다. 긴 시간 주기 동안 사용자에 대해 기록된 데이터를 검사하여, 사용자의 건강 상태에 있어 어떠한 변경이나 변화가 검출될 수도 있다. 이 실시간 측정 시계(117)는 임의로, 예를 들어 RTC8564(엡슨(EPSON), 미국)와 같은 별개의 하드웨어에 의해 또는 선택적으로는 처리 유닛(103)에 의해 작동되는 소프트웨어 프로그램에 의해 실행될 수도 있다.

장치(101)의 일부 실시예에서는, 실시간 측정 시계(117)의 출력값이 데이터 와 시간을 표시하기 위한 디스플레이 장치(118, 124) 중 하나 상에 표시될 수도 있다.

장치(101)는 또한 임의로, 장치(101)의 기능을 관찰하는 와치독(watchdog;115)을 포함할 수도 있다. 이 와치독의 시간 주기 말기에 도달하면, 장치(101)는 그 작동에 있어서 오류를 야기하게 되어, 바람직하게는 자동적으로 마스터리셋(master reset)이 개시된다.

장치(101)는 또한 바람직하게는, 장치(101)에 동력을 공급하는 배터리(106)와 같은 동력원을 포함한다. 적당한 배터리의 예에는, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 짧은 시간 주기(각각의 펄스 당 약 5초) 동안 75mA의 펄스 버스트(burst)를 갖는 용량이 150mAh인 코인형 산화은 배터리 모델 386(파나소닉(Panasonic), 일본)이 있다.

배터리(106)는 임의로 그리고 바람직하게는, 교체할 필요 없이 일년 이상 장치를 작동시키기에 충분한 에너지를 내장하고 있다.

도 2는 도 1에 따른 예시적인 장치의 분해도이다. 도시된 바와 같이, 장치는 전술한 바와 같은 예시적이긴 하지만 압전세라믹 센서인 것이 바람직한 센서(102)를 포함한다. 장치는 또한 임의로 그리고 바람직하게는, 배터리(106)와 누름 버튼(316)(도 1의 장치의 비상 버튼의 임의적인 실시를 위한)을 포함한다. 배터리(106)는 임의로, 복수 개의 보다 작은 배터리(도시하지 않음)로 교체될 수도 있다. 장치는 바람직하게는, 프로세서(314)(임의로 도 1의 장치의 처리 유닛과 유사하거나 동일할 수도 있는)를 포함한다. 이러한 장치의 구성 요소는 바람직하게 는 케이스(306)에 의해 유지되고 있다.

이러한 실시예의 작동 시에, 센서(102)가 우선 돌기(302)를 통해 앤빌(anvil;300)과 물리적으로 접촉한다. 돌기(302)는 임의로, 레이저에 의해 그 일측이 앤빌(300)의 중심에 그리고 타측은 센서(102)의 중심에 용접되어 있다. 앤빌(300)은 보다 바람직하게는 펄스 지점에서 측정 대상(도시하지 않음)의 손목 피부에 맞대어 압착된다. 앤빌(300)은 임의로, 예를 들어 폴리머로, 또는 예를 들어 금도금 구리 또는 스테인레스강과 같은 금속으로 이루어진 강성의 디스크일 수도 있다. 물론, 다른 유형의 적당한 재료 또는 이들 재료의 조합물이 임의로 사용될 수도 있다. 따라서, 앤빌(300)은 압력파를 수집하여 통합하며, 그 압력파는 앤빌(300) 아래 영역으로부터, 측정 대상의 혈액의 각각의 펄스와 연관되어 있다. 이 압력은 바람직하게는, 앤빌(300)의 중심으로부터 돌기(302)를 통해 센서(102)의 중심으로 전달된다. 센서(102)는 또한, 선형 출력값인 것이 바람직한 신호를 형성하도록 전압을 방출한다. 이러한 구조를 사용함으로써, 본 발명은 동맥 내 혈류 막힘 없이 혈압 펄스를 측정할 수도 있다.

상기 신호는 그 후, 프로세서(314)에 의해 수신되며, 프로세서는 바람직하게는 생리적 변수의 측정으로부터 의료 정보를 추출한다. 프로세서(314)는 임의로 그리고 바람직하게는, 프로세서(314) 내측의 시계를 안정화시키기 위해 크리스탈 진동자(312)를 포함한다. 프로세서(314)는 장치(도시하지 않음)의 실시간 측정 시계와 통신 가능할 수도 있다

. 도시하지는 않았지만 또한, 확장 메모리, 변환기(통신 유닛), A/D 컨버터 및 장치의 아날로그 프론트 엔드가 제공된다.

프로세서(314), 진동자(312) 및 누름 버튼(316)은 모두 바람직하게는, PCB 기판(308) 상에 장착된다. 이 PCB 기판(308)은 그후, 바람직하게는 배터리(106)와 장치 덮개(304)의 사이에 끼워진다. 장치 덮개(304)는 바람직하게는, 예를 들어 고무 재질일수도 있는 연성 부분을 포함하여, 사용자가 누름 버튼(316)을 통해 비상 누름 버튼을 배치하여 누를 수 있도록 되어 있다.

바람직하게는, O-링(310)이 장치의 덮개(304)와 장치의 케이스(306)의 사이를 수밀 상태로 밀봉하기 위해 사용된다. 그후 앤빌(300)이 예를 들어, 센서(102)와 사용자의 피부(도시하지 않음) 사이에 유지된다.

도 1 및 도 2의 장치의 변형예에 따르면, 센서(102)와 앤빌(300)은 임의로, 사용자의 손목(도시하지 않음)에 장치를 고정하기 위해 손목 밴드 내에 배치될 수 있다.

도 3은 장치의 작동 상태를 보여주는 흐름도이다. 장치의 소프트웨어가 최초로 작동을 시작하게 되면, 그 소프트웨어는 바람직하게는 디폴트값을 사용하여 초기화를 수행한다. 장치가 일단 초기화되면, 소프트웨어는 바람직하게는, '와치독(watchdog)' 처리로 도시된 와치독 기능을 촉발한 다음, '대기(sleep)' 처리로 도시된 배터리 수명 절감을 위한 대기 모드로 진입한다.

와치독 시간 주기의 말기에 도달하면, 장치는 그 작동에 있어 오류를 야기하게 되어, 바람직하게는 자동적으로 마스터리셋이 개시된다.

장치는 바람직하게는, 세 개의 트리거 중 하나에 따라 '작동을 개시(woken up)'한다. 먼저, 장치는 바람직하게는, 사용자가 수동으로 비상 버튼을 누를 경우 작동이 개시된다. 이러한 처리가 '경보(Alarm)' 상태로 도시되어 있다. 장치는 그 후 바람직하게는, 곤란한 상황을 알리는 표시 및 장치 식별자를 포함하는 메시지를 즉각적으로 게이트웨이 장치로 전달하기 시작한다. 다음 단계로, 장치는 몇초 동안 수신 모드에 진입하여, 게이트웨이 장치로부터의 인증(ACK)을 대기하게 된다. 이러한 처리는'TX/RX' 상태로 도시되어 있다.

이 시간 주기 내에 인증 메시지가 수신되지 않으면, 반복 메시지가 개시된다. 필요하다면 메시지의 추가 전달이 개시된다. 그러나, 예정된 반복 시간 이후에도 인증 메시지가 수신되지 않으면, 로그(log) 내에 에러 메시지가 저장되며, 더 이상의 시도는 이루어지지 않는다. 보다 바람직하게는, 표시 LED가, 임의로 가청 경보음과 함께, 수초 동안 깜박거리기 시작한다. 그 후, 처리는 다시 '대기' 상태로 복귀한다.

인증 수신 후에는, 처리는 '감독(supervise)' 상태로 돌아가며, 이 상태에서 장치가 센서로부터 데이터를 수집하여, 바람직하게는 사용자의 현재 생리적 상태에 관한 의료 정보를 산출해 낸다. 그 후, 장치는 'Tx/Rx' 상태로 돌아가, 장치가 식별자와 그 산출된 의학적 변수를 포함하는 메시지를 전달하도록 된다. 수신된 인증이 어떠한 명령도 포함하고 있지 않은 경우에는, 장치는 '대기' 상태로 복귀하며, 만약 그렇지 않을 경우에는 장치는 명령을 행하여 인증을 게이트웨이로 전송한다. 게이트웨이는 그 인증을 다른 지속 명령과 함께 또는 명령 없이 복귀시켜 전술한 처리를 종결하도록 된다. 마지막 명령 수행 후 장치는 '대기' 상태로 복귀한다.

장치가 '대기' 상태를 빠져나오는 다음 단계에서는, 외부의 실시간 측정 시계가 장치에 신호를 보내어 자동 점검을 실행하도록 된다. 그 후, 처리는 전술한 단락에 기술된 바와 같은 '감독' 상태에 진입하여, 배터리 수명 절감을 위해 이 시간 동안에만 장치가 단한번 몇초의 연속 시간 동안 'Tx/Rx' 처리를 개시하여, 한번의 전달을 통해 모든 축적 데이터를 전송한다. 그 후 장치는 바람직하게는, 측정 변수가 적어도 단한번도 예정된 한계치를 초과하는 일이 없으면, 하지만 바람직하게는 몇번의 연속 측정을 위해, '대기' 상태에 진입한다. 이 경우에, 전술한 바와 같이, 장치는 그렇게 하도록 인가를 받았다면, 자동 경보 과정을 개시하여 '경보' 상태로 들어간다.

감독 처리를 위한 타이머가 작동된 경우 또는 경보 발생 후, 장치는 바람직하게는 전술한 바와 같은 자동 점검 과정을 행사하며, 그 후 최근의 전달 후 수집된 모든 데이터를 포함하는 게이트웨이 장치로 전달을 개시한다. 그 후, 장치는 바람직하게는, 인증을 대기하며, 이러한 인증 메시지가 수신되지 않은 경우에는 다시 전달 과정을 반복하는 것이 바람직하다. 인증 메시지에는, 장치에 대한 명령이 저장될 수 있다. 이 경우에, 장치는 이 명령을 수행한 다음 인증 메시지를 게이트웨이 장치로 전송한다. 이러한 처리는 임의로, 명령이 없는 인증 메시지가 수신될 때까지 계속될 수도 있으며, 그후 바람직하게는 장치는 대기 모드로 복귀한다.

제3 단계에서, 기술적인 이유로 기술자가 작동 소프트웨어의 변경을 원할 경우 장치는 '대기' 모드에서 빠져나가, 배터리를 분리할 필요 없이 새로운 소프트웨어가 '이동(on the fly)' 상태로 로딩되는 '부트 로더(boot loader)' 상태로 진입 한다.

다른 예시적인 실시예가 예를 들어, 사용자가 그 행동 반경 내에 있는 지를 검증하는 모드와 같은, 추가의 모드 및 경로를 사용할 수도 있다. 이 모드는 임의로, 수분마다 개시되어 게이트웨이로 인증을 전달한다. 게이트웨이는 이들 신호를 대기하며, 예를 들어 30분의 소정의 지연 시간차 동안 인증이 수신되지 않았다면, 게이트웨이가 의료 센서를 호출하여 사용자에게 문제가 있음을 보고한다.

도 4에는 장치와 게이트웨이 장치 사이의 메시지 교환을 위한 예시적인 메시지 포맷이 도시되어 있다. 모든 메시지는 바람직하게는, 프리엠블 STX 바이트(hex 7E)에 의해 시작하며, 이 프리엠블 STX 바이트에는 현재 메시지의 바이트의 수와 어드레스 3 바이트를 포함하는 바이트와, 명령 바이트, 그리고 그 대응하는 데이터 바이트가 후속한다. 이 뒤에는 CRC 2 바이트 및 ETX 바이트(hex 7B)가 후속한다.

이와 같이, 메시지는 통신 신뢰성 향상을 위한 강력한 에러 검출 및 교정 방법에 의한 가변 길이 메시지이다. 각각의 메시지는 임의로 그리고 바람직하게는, 필요에 따라 배터리 잔량 부족을 알리는 지시값을 포함한다.

장치와 게이트웨이 사이의 단방향성 통신 링크의 경우에, 반복 메시지는 바람직하게는, 예를 들어 20 회의 예정된 회수로 전달되며, 그후 장치는 바람직하게는, 응답이 수신되지 않은 경우 대기 모드로 진입한다.

양방향성 링크의 경우에, 각각의 메시지가 게이트웨이 장치로 전송되는 동안, 인증 메시지가 바람직하게는 게이트웨이 장치에 의해 복귀되며 그 반대도 가능하다. 이 메시지는 또한, CMD 바이트로 인코딩된 장치에 대한 명령을 내포할 수도 있다. 명령은 임의로, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 하기의 명령을 하나 이상 포함할 수 있다.

1) 서비스 유형 획득/설정

2) 장치 ID 획득/설정

3) 연속적인 의료 점검 사이의 간격 설정

4) 연속적인 감독 전달 사이의 간격 설정

5) 시간 및 일자 설정

6) 자동 경계용 한계치 설정

7) 장치 보정 설정

장치가 게이트웨이로 메시지를 전송할 때마다, 장치는 임의로, 배터리 상황에 대한 배터리 OK/배터리 잔량 부족을 알리는 지시 신호를 포함할 수도 있다. 이 신호는 바람직하게는, 배터리 수명이 다하기 전에 세달 동안 나타나며, 이는 사용자에게 배터리 교체를 알리기에 충분한 시간이다.

장치가 게이트웨이로 감독 유형의 메시지를 전송할 때에, 장치는 바람직하게는 또한, 그러한 메시지와 함께 메모리에 저장된 모든 의료 데이터를 전송한다.

게이트웨이가 장치로 다시 명령을 전송할 때에, 장치는 바람직하게는, 그들 사이의 완전한 핸드셰이킹(handshaking)을 충족시키기 위하여, 게이트웨이 장치로 3 비트 메시지 시리얼 번호를 갖는 인증 메시지를 반환한다. 게이트웨이 장치가 수초 내에 장치로부터 인증을 수신하지 않은 경우, 게이트웨이 장치는 바람직하게는 동일한 시리얼 번호로 다시 그 전송 메시지를 전송한다. 이러한 메시지 전송은 수차례 반복될 수도 있으며, 각각의 경우에 인증을 대기한다. 인증이 수신되지 않으면, 로그북이 에러 메시지에 의해 갱신되어, 보다 바람직하게는 지시 LED가 에러를 지시하기 위해 켜진다.

도 5는 본 발명의 예시적인 실시예에 따른 장치(500)의 분해도이다. 혈압 측정에 추가하여 또는 혈압 측정 대신에, 장치(500)는 임의로, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 예를 들어, 사용자의 ECG, 긴장 활동도, 체온 및 SpO2(혈액중 산소 포화도) 값을 포함하는 신체의 기타 활성도를 측정할 수도 있다.

도 5의 장치(500)는 확장형 손목 시계와 그 형상이 유사할 수도 있는데, 이 경우 바닥 앤빌(510)이 손목에 맞대어지는 평평한 섹션을 형성한다. 이것은 하부 케이스(550)를 중심으로 하는 장치(500)의 기부를 형성한다. 모든 다른 구성요소가 하부 케이스(550) 상에 장착되어, 그 최상측이 페이스 플레이트(557)로 완결됨으로써, 이 위에 센서를 포함한 다수의 추가의 구성요소가 장착된다.

센서(540)는 임의로 그리고 바람직하게는, 두 개의 호형부(530, 531)에 의해 장치(500)의 하부 케이스(550)에 부착된다. 각각의 호형부(530, 531)는 바람직하게는, 수직 부분과 수평 부분을 구비한다. 수평 부분은 바람직하게는, 센서(540)와 앤빌(510)의 사이에 배치되어, 하부 케이스(550)에 맞대어 압착되어 적소에 센서(540)를 유지한다. 호형부(530, 531)의 수직 부분은 바람직하게는, 장치(500)의 하부 케이스(550) 내부의 적절한 슬롯 내에 고정된다.

하부 케이스(550)는 임의로, 하나 이상의 전기 기판(554, 556)을 구비할 수도 있으며, 이들 기판은, 도 1 및/또는 도 5와 관련하여 개시된, 배터리(553)를 포 함하는 장치의 전기 회로를 포함한다. 진동 센서(가속도계)는 임의로, 하나의 기판(554 또는 556)에 연결될 수도 있다.

장치(500)는 바람직하게는, 상측 덮개(557)로 덮여 있으며, 이 덮개는 임의로 그리고 보다 바람직하게는, 두 개의 전극(560, 561)과, SpO2 센서(566)를 구비하며, 그리고 임의로, 단일 비상 누름 버튼(558)을 구비한다. 이 비상 누름 버튼은 바람직하게는, 측정 주기 개시 시에 사용자에 의해 또는 착용자가 비상 버튼(558)을 누른 경우 가압된다.

상측 덮개(557) 내부의 가요성 부분(563)을 누름으로써 비상 버튼(558)이 눌러져, 바람직하게는 장치(500) 내부의 자동 처리가 개시된다. 장치(500)는 바람직하게는, 사용자가 이미 호출 센터와 협의하였는지에 따라 게이트웨이(110)(도 1 참조)에 의해 점검된다. 장치(500)가 센터와 협의하여야 하는 것으로 밝혀지면, 장치(500)는 임의로 측정 과정을 시작할 수도 있다. 사용자와 호출 센터와의 협의가 이루어지지 않는 경우, 장치(500)는 바람직하게는 비상 과정을 개시한다. 이 비상 과정은 게이트웨이(110)(도 1)를 통해 호출 센터와의 접속을 설정함으로써 시작된다. 병행하여, 장치(500)는 바람직하게는, 측정 과정을 개시하여 한 세트의 결과치를 게이트웨이(110)로 전달한다. 게이트웨이(110)는 임의로 그리고 보다 바람직하게는, 이들 결과치를 저장하며, 호출 센터와의 접속 설정 시에 게이트웨이(110)가 그 결과치를 호출 센터로 전달한다.

기타 다른 실시예에서, 비상 과정은 긴 시간 주기 동안(예를 들어, 단 몇초에서부터, 5초, 6초 등) 누름 버튼(558)을 누름으로써 시작되어, 의료 센터에 호출 을 개시한다. 대조적으로, 짧은 시간 주기 동안, 예를 들어 일초보다도 짧은 시간 주기 동안 누름 버튼(558)을 누를 경우에는 자동 측정 과정이 시작된다. 본 명세서에서 용어 '작동 누름 버튼', '비상 누름 버튼', '비상 버튼' 또는 '누름 버튼'은 상호 호환 가능하게 사용될 수도 있음을 이해하여야 한다.

이러한 측정 과정은 임의로 그리고 바람직하게는, 유효 신호(도 1 참조)를 생성하는 제1 센서(102)로서 이용 가능한 센서(102)를 스캐닝함으로써 시작된다. 유효 신호는, 이로만 포함되는 것은 아니지만, 소정 범위 이내의 하나 이상의 신호 진폭, 소정 범위 이내의 주파수 등을 포함하는 예정된 요건에 부합하는 신호로서 규정된다. 유효 신호는 적절한 아날로그 프론트-엔드(119)와 처리 유닛(103)(도 1 참조)에 의해 처리된다. 의료 정보는 바람직하게는, 게이트웨이(110)로 전달되며, 그 후 장치(500)는 대기 모드로 진입한다.

실시간 측정 시계 내부의 타이머로부터 인증 신호를 수신하자마자, 장치(500)는 측정 처리가 개시됨을 사용자에게 알릴 수도 있다. 측정을 종결하자마자, 그 결과치는 게이트웨이(110)를 통해 원거리 서버(114)(도 1)로 전송된다.

두 개의 밴드(574, 576)는 임의로, 하부 케이스(550)에 연결되어 있으며, 바람직하게는 사용자의 손목에 장치를 고정시키는 데에 사용된다. 긴 밴드(576)는 임의로, 안테나로서 기능하는 가요성의 전도성 와이어(도시하지 않음)를 구비할 수도 있으며, 이 와이어는 장치(500)의 내부에서 통신 유닛(104)의 송수신기에 연결되는 반면, 긴 밴드(576)의 멀리 위치한 단부는 내부 회로에 쌍을 이룬 와이어(도시하지 않음)에 의해 내부 회로에 접속된 온도 센서(580)를 포함할 수도 있다. 그 모든 경우가 이하에 상세히 기술된다.

장치(500)는 임의로, 전기 신호를 발생하도록 압전세라믹 변환기(540)를 사용하여 혈압 펄스를 측정하도록 사용될 수도 있다. 압전세라믹 변환기(540)로부터의 전기 신호의 진폭은 그에 인가된 압력의 크기에 상응한다. 압전세라믹 변환기(540)는 PZT 재료로 이루어진, 공통의 압전세라믹 버저일 수도 있으며, 임의로 그리고 추가적으로는, 처리 유닛(103)(도 1 참조)으로부터 경보 신호를 수신하여 경보음을 발생시키는 공통의 버저로서 사용될 수도 있다. 그 경보음은 압전세라믹 변환기(540)에 전압을 가함으로써 발생되며, 변환기는 그 후 경보 신호 기간 동안 버저를 작동시킨다.

혈압 펄스를 감지하기 위한 예시적인 센서는 바람직하게는, 세 개의 요소, 즉 앤빌(510), 돌기(520) 및 압전세라믹 변환기(540)를 포함한다. 돌기(520)는 바람직하게는, 임의로 레이저를 이용하여, 그 일측은 앤빌(510)의 중심에 타측은 압전세라믹 변환기(540)의 중심에 용접된다. 앤빌(510)은 측정 대상(도시하지 않음)의 손목 피부에, 보다 바람직하게는 펄스 지점에 맞대어 가압된다. 앤빌(510)은 임의로, 예를 들어 폴리머로 이루어진, 또는 예를 들어 임의로 금도금 구리 또는 스테인레스강과 같은 금속으로 이루어진 강성의 디스크 또는 다른 구조체일 수도 있다. 물론, 다른 유형의 적당한 재료 또는 그 조합물이 임의로 사용될 수도 있다.

앤빌(510)은 따라서, 앤빌(510) 아래 피부 영역으로부터, 측정 대상의 혈액의 각각의 펄스와 연관된 압력파를 수집하여 통합한다. 이 압력은 바람직하게는, 앤빌(510)의 중심으로부터 돌기(520)를 통해 압전세라믹 변환기(540)의 중심

으로 전달된다. 압전세라믹 변환기(540)는 그후, 바람직하게는 선형 출력값에 따라 신호를 형성하도록 전압을 방출한다. 돌기(520)는 바람직하게는, 입력 압력에 초점이 맞춰질 수 있으며, 따라서 압전세라믹 변환기(540)의 출력 신호를 증가시킨다.

따라서, 앤빌(510)의 적어도 일부가 혈압 펄스가 검출될 수도 있는 손목의 영역에 인접하게 위치하여 이 손목 영역과 물리적으로 접촉하는 경우, 변환기(540)는 검출된 혈압 펄스에 대응하는 전기 펄스를 발생시킨다. 각각의 전기 압력 펄스는 바람직하게는, 심장 수축 간격에 걸친 최대 전압과 심장 확장 간격에 걸친 최소 전압을 규정한다. 변환기(540)로부터의 전기 신호는 바람직하게는, 아날로그 프론트 엔드(119)에 의해 증폭되어 A/D 컨버터(109)를 통해 처리 유닛(103)(도 1 참조)으로 전달되는 것이 바람직하다. 처리 유닛(103)은 디지털 신호를 처리하며, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 심박수, 심박수에 있어서의 규칙성, 호흡수, 심장 부정맥(있다면), 심장의 일반적인 리듬 및 기능 뿐만 아니라 혈압을 포함하는 혈압 펄스 측정에 기초한 여러 의료 정보를 전달할 수도 있다.

장치(500)는 임의로 그리고 바람직하게는, 그 상측에 두 개의 전도성 영역(560, 561)을 포함한다. 장치(500)의 바닥 부분에, 바람직하게는 앤빌(510)이 전도성 영역(515)을 구비하는데, 이 영역은 바람직하게는 사용자의 피부에 인접하게 위치한다. 일부 실시예에서, 전도성 영역(515)은 앤빌(510) 전체를 덮을 수도 있으며, 그 비제한적인 예에 따르면 금속 앤빌(510)이 구성된다. 각각의 전도성 영역(560, 561, 515)은 바람직하게는, 센서(102) 중 하나로서, 아날로그 프론트 엔 드(119)(도 1)에 전자적으로 접속된다.

전도성 영역(560, 561, 515)은 임의로 그리고 바람직하게는, 금속, 전도성 층이 코팅된 폴리머, 또는 이로만 제한되는 것은 아니지만 금도금 구리를 포함하는 기타 다른 전도성 재료로 이루어질 수도 있다. 전도성 영역(560, 561, 515)은 사용자의 신체의 전자화학적 활동도(예를 들어, ECG 또는 긴장 활동도)를 측정하는 데에 사용될 수도 있는 세 개의 전극을 형성한다. 이러한 활동도는 신체의 화학적 및 생물학적 활동도에 대한 전기의 영향을 측정하며, 후술하는 부분에서는 전자화학적 활동도로 일컬어지고 있다.

임의의 ECG 측정을 위해, 사용자는 예를 들어 그 한손의 손가락 두개를 두 개의 전도성 영역(560, 561)에 동시에 갖다대어, 전도성 영역(515)에 인접한 다른 한손의 피부 부분을 포함하는 세 개의 측정 지점을 형성하여야 한다. 전도성 영역(560, 561, 515)으로부터 세 개의 전자 신호가 아날로그 프론트-엔드(119)(도 1)로 전달된다. 아날로그 프론트-엔드(119)는 기준체로서의 하나의 전극의 신호를 사용하여 다른 두 개의 전극 사이의 상이한 전압을 증폭시킴으로써 세 개의 신호로부터 ECG 아날로그 신호를 추출한다. 이 ECG 아날로그 신호는 그 후, A/D 컨버터(109)로 전달되어 이 컨버터로부터 디지털 ECG 신호가 처리 유닛(103)(도 1)으로 전달된다. ECG 신호를 추출하기 위하여 아날로그 신호를 분석하는 일은 당업계에 공지된 전기 회로에 의해 이루어질 수도 있다.

추가의 의료 정보가 이러한 ECG 신호로부터 결정될 수도 있다. 예를 들어, 호흡수에 대한 정보는 종래 기술에 기술된 방법에 기초하여 처리될 수도 있다. 그 예시적인 방법이, 조지 비. 무디(George B. Moody), 로저 지. 마크(Roger G. Mark), 안드레아 조콜라(Andrea Zoccola) 및 사라 만테로(Sara Mantero)에 의해 이루어진 '다중 리드 ECG로부터의 호흡 신호 유도(Derivation of Respirtation Signals from Multi lead ECGs)'란 제목의 이하의 기사에 개시되어 있다. 이 기사는 원래 워싱톤시;IEEE 컴퓨터 학회지의 1985년 제12권 113 내지 116 페이지의 심장학에 있어서의 컴퓨터란 내용에 나타난 것으로, 그 전체 내용이 본원에 참조로써 포함되어 있다.

처리 유닛(103)(도 1)에 의해 생성될 수도 있는 다른 의료 정보로는, ECG 신호로부터 측정된 심장의 전기 펄스와 혈압 펄스 시간 사이의 시간 지연을 측정함으로써 결정될 수도 있는 펄스파 경과 시간(PWTT)이 있다.

다른 예시적인 실시예에서, A/D 컨버터(109)(도 1 참조)는 처리 유닛(103) 내에 통합될 수도 있다. 처리 유닛(103)은 ECG 신호를 처리하여, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 예를 들어 심박수, 심박수에 있어서의 규칙성, 호흡수, 심장 부정맥(있다면), 그리고 심장의 일반적인 리듬 및 기능과 같은 의료 정보를 발생시킨다. 의료 정보는 그 후, 게이트웨이(110)(도 1)를 통해 호출 센터로 전달된다.

장치(500)는 임의로, SpO2 센서(566)를 사용하여 혈액 중의 산소 포화농도(SpO2)를 측정하기 위해 사용될 수도 있다. 센서(566)는 임의로 그리고 바람직하게는, 예를 들어 두 개의 LED(발광 다이오드)에 의해 이루어진 두 개의 광원과, 광전 검출기를 구비한다. LED 중 하나는 적외선 밴드를 방출하며, 다른 하나는 적색 밴드를 방출한다.

도 6은 페이스플레이트(557)(장치(600)의)의 SpO2 센서(566)의 예시적인 배치 방법을 보여주는 시스템을 도시한 도면이다. SpO2 센서(566)의 두 개의 LED와 광전 검출기(도시하지 않음)는 임의로, 가요성 지지구(630)에 의해 지지된 플랫폼(568) 위에 설치되어 있다. 이 지지구(630)는 임의로, 압력을 흡수하는 한편 압력을 가할 수 있는 재료로 이루어지며, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 스프링, 고무 피스, 스폰지, 가요성 윙 등을 포함한다. 지지구(630)는 페이스플레이트(557)의 홈(615) 내에 고정된다. 홈(615)의 가장자리는 임의로 그리고 바람직하게는 재료(620)로 둘러싸여 있으며, 이 재료는 보다 바람직하게는 가요성이면서 불투명하다. 재료(620)는 임의로, 이로만 제한되는 것은 아니지만, 고무, 스폰지, 가요성 윙 등을 포함하는 가요성의 불투명한 물질일 수도 있다.

SpO2 측정을 수행하기 위하여, 사용자는 손가락으로 센서(566)를 가압하여, 센서(566)와 플랫폼(568)이 페이스플레이트(557)의 방향으로 가요성 지지구(630)를 누르도록 한다. 가요성 지지구(630)는 홈(615)의 내측에서 이동하도록 되어 가요성 지지구(630)의 기계적 특성치인 예정된 힘에 의한 압력에 응답함으로써 힘의 일부를 흡수한다. 이 힘은 조직 내 혈류 막힘을 방지하기 위한 것이다. 따라서, 센서(566)를 둘러싸고 있는 손가락(도시하지 않음)의 피부는 가요성의 불투명 재료(620)를 가압하여, 빛을 차단하여, 주변의 빛이 측정 처리를 방해하는 일이 없도록 측정 영역 둘레에 어두운 공간을 생성한다. 센서(566)를 누르면, 처리 유닛(103)(도 1)이 SpO2의 측정 과정을 개시한다. 처리 유닛(103)은 센서(566)와 연관된, 아날로그 프론트-엔드(119)(도 1) 내의 전류 드라이버에 명령하여, 센서(566)의 교호 배열의 LED에 전류를 관통시키도록 한다. 손가락으로부터의 반사광은 광 검출기에 의해 수용되어, 광자를 전자 신호로 전환한다. 이 전자 신호는, 센서(102) 중 하나로서, 아날로그 프론트 엔드(119)로 공급된다. 아날로그 프론트-엔드(119)는 아날로그 신호를 처리하여 처리된 아날로그 신호를 A/D 컨버터(109)(도 1)로 전달한다. 디지털 신호는 디지털 신호를 처리하여 SpO2를 나타내는 숫자를 생성하는 처리 유닛(103)(도 1)으로 전달된다. 이 정부는 그 후, 게이트웨이(110)(도 1)를 통해 호출 센터로 전달된다.

SpO2 센서로부터 수집된 신호는 또한 임의로, 다른 심장 관련 정보를 생성하기 위해 사용될 수도 있다. 예를 들어, 반사 IR 광의 강도를 반영하는 신호를 처리함으로써 심박수, PWTT, 심박수 등의 불규칙성과 같은 정보를 생성할 수도 있다.

다른 예시적인 실시예는 혈압 펄스 센서 대신 설치된 SpO2 센서를 구비할 수도 있다(앤빌(510), 돌기(520) 및 압전 세라믹 센서(540)). 본 실시예에서 반사광은 손가락 대신에 손목으로부터 수신된다.

도 5를 다시 참조하면, 장치(500)는 임의로, 긴 밴드(576)의 멀리 위치한 단부에 설치된 온도 센서(580)를 구비할 수도 있다. 온도 센서(580)는 바람직하게는, 금속 컵 내에 위치한 서미스터를 포함하며, 장치(500)의 하부 케이스 내로 밴드를 따라 연장되는 두 개의 가요성의 전도성 와이어(도시하지 않음)를 통해 접속된다. 두 개의 와이어는 센서(102)(도 1) 중 하나로서의 아날로그 프론트-엔드(119)로 접속된다. 아날로그 프론트-엔드(119)는 서미스터의 저항 변경을 사용자의 체온에 비례하는 크기를 갖는 전기 신호로 전환한다. 아날로그 신 호는 A/D 컨버터(109)에 의해 디지털 신호로 전환되어 처리 유닛(103)으로 전달된다. 처리 유닛(103)은 디지털 신호를 체온 정보로 전환하여 이 체온 정보를 게이트웨이(110)를 통해 호출 센터로 전송한다.

온도 센서(580)는 바람직하게는, 보호 기능이 있는 단단한 하우징 내에 설치된다. 이 단단한 하우징은 임의로, 폴리머, 금속, 고무 또는 필요한 특성을 제공할 수 있는 기타 다른 재료로 이루어질 수도 있다.

사용자의 체온을 측정하기 위하여 장치(500)는 임의로, 사용자의 손으로부터 풀어져 바람직하게는 센서(580)가 사용자의 겨드랑이(도시하지 않음)에 가압된다.

본 출원의 전술한 기술 내용 및 청구의 범위에서, 각각의 동사 '포함하는', '구비하는', '내포하는' 및 그 활용형은 동사의 대상(들)이 그 구성 부재, 구성 요소, 부품 또는 동사의 측정 대상의 부분을 완벽히 다 갖추어야 하는 것은 아닌 의미로 사용되고 있다.

전술한 기술 내용은 단지 예시적인 것으로서, 여러 다른 실시예가 본 발명의 정신 및 영역 내에서 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치로서,

(a) 측정 대상에 고정될 고정 용품과;

(b) 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 적어도 하나의 센서와;

(c) 이 센서로부터의 신호를 수신하며 상기 적어도 하나의 측정치를 전환하여 의료 정보를 생성하기 위한 프로세서; 그리고

(d) 이 프로세서로부터의 상기 의료 정보를 적어도 수신하는 한편 그러한 의료 정보를 적어도 전송하기 위한 통신 유닛을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 센서는 아날로그 센서이며,

이 센서로부터의 아날로그 신호를 수신하는 한편 그 아날로그 신호를 상기 프로세서로 전송될 디지털 신호로 전환하기 위한 A/D(아날로그/디지털) 컨버터를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 3.
제 2 항에 있어서, 상기 아날로그/디지털 컨버터는 상기 프로세서의 일부로서 통합되어 있는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 4.
제 2 항 또는 제 3 항에 있어서, 상기 A/D 컨버터에 의한 표본 추출 속도는 상기 프로세서에 의해 결정되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 5.
제 4 항에 있어서, 상기 표본 추출 속도는 적어도 부분적으로는 측정될 생리적 변수의 종류에 따라 결정되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 6.
제 1 항에 있어서, 상기 고정 용품은 측정 대상의 손목에 고정되며, 상기 센서는 상기 손목의 적어도 일부와 접촉하고, 또한 센서는 상기 고정 용품에 부착되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 7.
제 6 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 심장과 관련되어 있는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 8.
제 7 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 심박수와 혈압 중 적어도 하나를 포함하며, 상기 측정은 실질적으로 동맥 내 혈류 막힘 없이 수행되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 9.
제 8 항에 있어서, 상기 센서는 압전세라믹 변환기, 압전 변환기 및 저항성 인장계로 구성된 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 10.
제 7 항에 있어서, 상기 센서는 앤빌(anvil), 돌기 및 압전세라믹 변환기의 조합체를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 11.
제 10 항에 있어서, 상기 변환기는 검출된 혈압 펄스에 대응하는 측정 가능한 전기 펄스를 발생시키는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 12.
제 7 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 심박수에서의 불규칙성을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 13.
제 7 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 호흡수를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 14.
제 7 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 부동맥 및 전체 심장 리듬 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 15.

제 6 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 전자화학적으로 관련되어 있는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 16.
제 15 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 센서는 복수 개의 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 17.
제 16 항에 있어서, 상기 복수 개의 센서는 상기 측정 대상의 전기 활동도를 측정할 수 있는 상기 장치의 표면 상의 세 개의 별개의 전도성 영역을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 18.
제 17 항에 있어서, 적어도 하나의 전도성 영역은 앤빌을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 19.
제 15 항 내지 제 17 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 심전 도(ECG)인 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 20.
제 19 항에 있어서, 상기 심전도 정보는 기준체로서의 하나의 전극의 신호를 사용하여 다른 두 개의 전극 사이의 전압차를 증폭시킴으로써 세 개의 전도성 영역으로부터 추출되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 21.
제 17 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 긴장 활성도인 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 22.
제 17 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 생리적 변수는 심박수, 심박수에 있어서의 규칙성, 호흡수, 심장 부동맥 및 심장의 전체 리듬으로 이루어진 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 23.
제 17 항에 있어서, 상기 프로세서는 혈압 펄스 신호의 관점에서 심전도 신호로부터 펄스파 경과 시간 정보를 추출하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 24.
제 1 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 혈액 중 산호 포화도(SpO2)인 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 25.
제 24 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 센서는 SpO2 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 26.
제 25 항에 있어서, 상기 SpO2 센서는 두 개의 광원과 광전 검출기를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 27.
제 26 항에 있어서, 상기 광원은 LED(발광 다이오드)인 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 28.
제 27 항에 있어서, 상기 광원 중 하나는 적외선 밴드 광을 방출하며, 다른 하나는 적색 밴드 광을 방출하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 29.
제 26 항에 있어서, 상기 광원으로부터의 광은 측정 대상으로부터 상기 광전 검출기 상으로 반사되며, 이 광전 검출기는 상기 광을 상기 프로세서에 의해 처리되는 전자 신호로 전환하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 30.
제 25 항에 있어서, 상기 SpO2 센서를 지지하기 위한 가요성 지지구를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 31.
제 25 항에 있어서, 상기 SpO2 센서를 둘러싸는 가요성의 불투명 재료를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 32.
제 31 항에 있어서, 상기 정보는 심장 관련 정보를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 33.
제 1 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 신체 움직임을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 34.
제 33 항에 있어서, 상기 신체 움직임은 비정상적인 신체 움직임 유무를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 35.
제 33 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 센서는 가속도계를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 36.
제 1 항에 있어서, 상기 생리적 변수는 체온을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 37.
제 36 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 센서는 온도 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 38.
제 36 항에 있어서, 상기 온도 센서는 상기 고정 용품과 연관되어 있으며, 상기 온도 센서는 프로세서에 통신 가능하게 결합되어 있는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 39.
제 38 항에 있어서, 상기 온도 센서는 상기 온도 측정을 위해 상기 측정 대상의 겨드랑이에 삽입되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 40.
제 1 항에 있어서, (d) 상기 프로세서에 의해 실행되는 적어도 하나의 지침을 저장하기 위한 비휘발성 메모리를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 41.
제 1 항에 있어서, 상기 통신 유닛은 또한 장치를 독특한 방식으로 감정하기 위해 장치 식별자를 전달하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 42.
제 41 항에 있어서, 상기 통신 유닛은 또한 데이터를 수신하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 43.
제 42 항에 있어서, 상기 고정 용품은 손목 밴드인 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 44.
제 43 항에 있어서, 상기 손목 밴드에 위치한 와이어를 추가로 포함하며, 이 와이어는 안테나로서 상기 통신 유닛에 접속되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 45.
측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템으로서,

(a) 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치로서,

(i) 측정 대상의 손목에 고정되는 고정 용품과,

(ii) 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하며, 상기 손목의 적어도 일부와 접촉하고, 상기 고정 용품에 부착되는 센서, 그리고

(iii) 적어도 전송 데이터용의 통신 유닛을 구비하는 생리적 변수 측정 장치, 그리고

(b) 측정될 상기 전송 데이터를 수신하기 위한 게이트웨이 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 46.
제 45 항에 있어서, (c) 상기 게이트웨이 장치와 통신 가능한 원거리 서버를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 47.
제 46 항에 있어서, 상기 게이트웨이 장치와 상기 원거리 서버 사이의 통신 링크 중 적어도 하나는 전화선을 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 48.
제 45 항에 있어서, 상기 전송 데이터는 적어도 부분적으로 상기 게이트웨이 장치에 의해 자동적으로 분석되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 49.
제 45 항에 있어서, 상기 장치와 상기 게이트웨이 장치는 양방향성으로 통신하여, 상기 장치로부터 전송된 메시지가 상기 게이트웨이 장치에 의해 인증되고, 상기 게이트웨이 장치가 상기 메시지의 정확한 수신을 인증하지 않은 경우 상기 장치는 메시지를 다시 전송하도록 되어 있는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 50.
제 45 항에 있어서, 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 상기 장치는

(iv) 상기 센서로부터의 신호를 수신하여 적어도 하나의 측정치를 전환함으로써 의료 정보를 생성하기 위한 프로세서를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 51.
제 45 항에 있어서, 상기 장치와 상기 게이트웨이 장치 사이의 통신 링크 중 적어도 하나는 무선 링크인 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 52.
제 45 항에 있어서, 상기 장치와 상기 게이트웨이 장치 사이의 통신 링크 중 적어도 하나는 유선 링크인 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 53.

제 45 항에 있어서, 상기 장치는 측정 대상이 장치를 수동으로 작동시키면 생리적 변수의 측정을 자동적으로 수행하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어 도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 54.
제 53 항에 있어서, 상기 데이터는 상기 수동 작동 시에 상기 게이트웨이 장치로 자동적으로 전송되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 55.
제 45 항에 있어서, 상기 장치는 생리적 변수의 측정을 자동적으로 및 주기적으로 수행하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 56.
제 55 항에 있어서, 상기 데이터는 상기 측정치가 허용 가능한 범위를 벗어난 경우 상기 게이트웨이 장치로 자동적으로 전송되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 57.
제 56 항에 있어서, 상기 측정은 상기 측정치가 상기 허용 가능한 범위를 벗어난 경우 적어도 하나의 다른 매개변수를 결정하기 위한 다른 측정과 연합되는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 시스템.

청구항 58.
측정 대상의 생리적 변수를 관찰하기 위한 방법으로서,

측정 대상의 적어도 일부의 펄스 지점에 부착되어 생리적 변수를 관찰하기 위한 장치를 제공하는 단계와,

상기 펄스 지점을 통해 생리적 변수를 관찰하는 단계; 그리고

측정 대상의 생리적 변수의 레벨이 예상 범위를 벗어난 경우 경보를 전송하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 생리적 변수를 관찰하기 위한 방법.

청구항 59.
측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치로서,

(a) 측정 대상의 손목에 고정되는 고정 용품과;

(b) 측정 대상의 손목의 펄스 지점에서 그 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한, 상기 고정 용품에 부착되는 압전세라믹 센서; 그리고

(c) 상기 센서로부터의 신호를 수신하여 상기 적어도 하나의 측정치를 전환함으로써 의료 정보를 생성하기 위한 프로세서를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 측정하기 위한 장치.

청구항 60.
측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 관찰하기 위한 장치로서,

(a) 측정 대상의 피부를 가압하기 위한 앤빌과;

(b) 이 앤빌에 연결되어, 이 앤빌로부터 적어도 한번의 진동이 전달되도록 하는 돌기와;

(c) 상기 돌기로부터의 상기 적어도 한번의 진동을 수신하기 위한 압전세라 믹 변환기; 그리고

(d) 상기 적어도 한번의 진동에 따라 상기 압전세라믹 변환기로부터의 신호를 수신하며 상기 신호를 전환하여 의료 정보를 생성하기 위한 프로세서를 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 관찰하기 위한 장치.

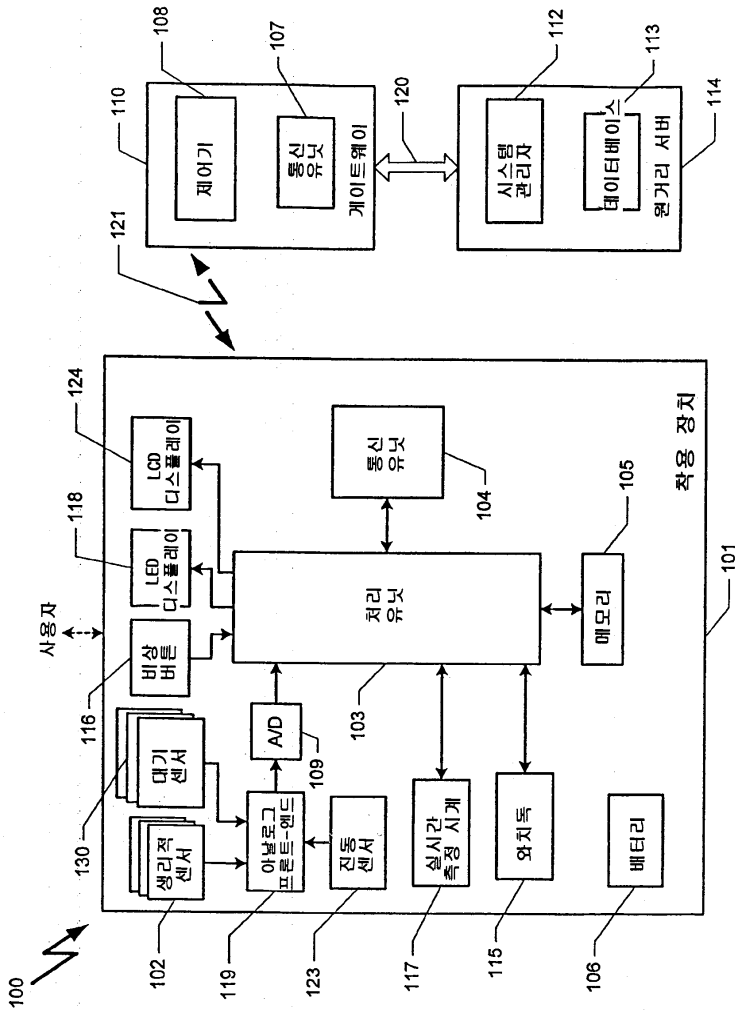
청구항 61.
제 60 항에 있어서, 상기 앤빌은 측정 대상의 펄스 지점을 가압하며, 상기 신호는 펄스 속도를 측정하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 관찰하기 위한 장치.

청구항 62.
제 60 항에 있어서, (e) 상기 프로세서에 의한 실행을 위해 적어도 하나의 지침을 저장하기 위한 비휘발성 메모리를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 관찰하기 위한 장치.

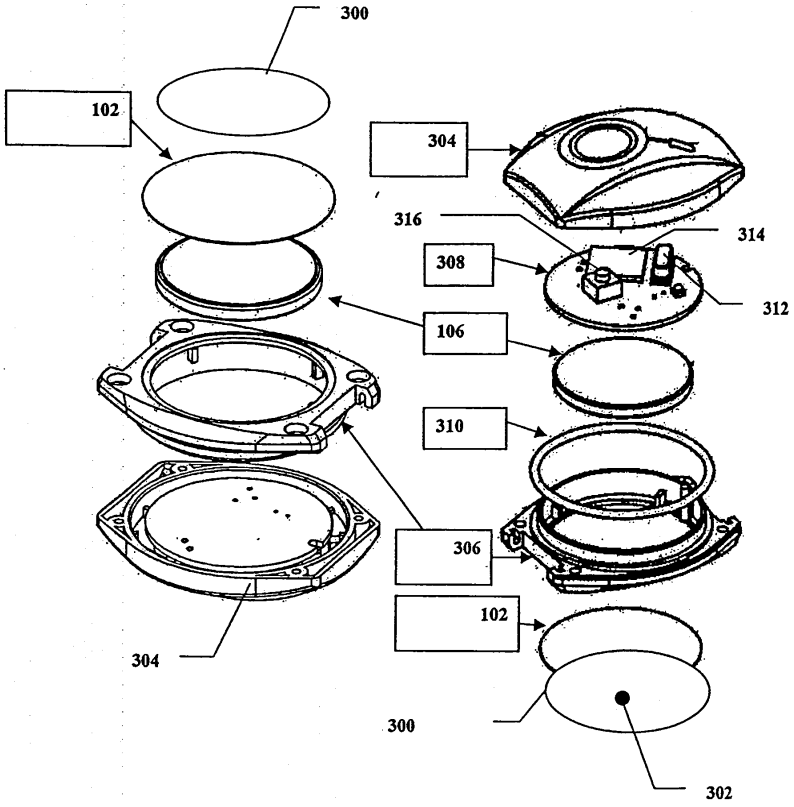
청구항 63.
제 60 항에 있어서, (f) 적어도 데이터 전송용의 통신 유닛을 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 측정 대상의 적어도 하나의 생리적 변수를 관찰하기 위한 장치.

도면

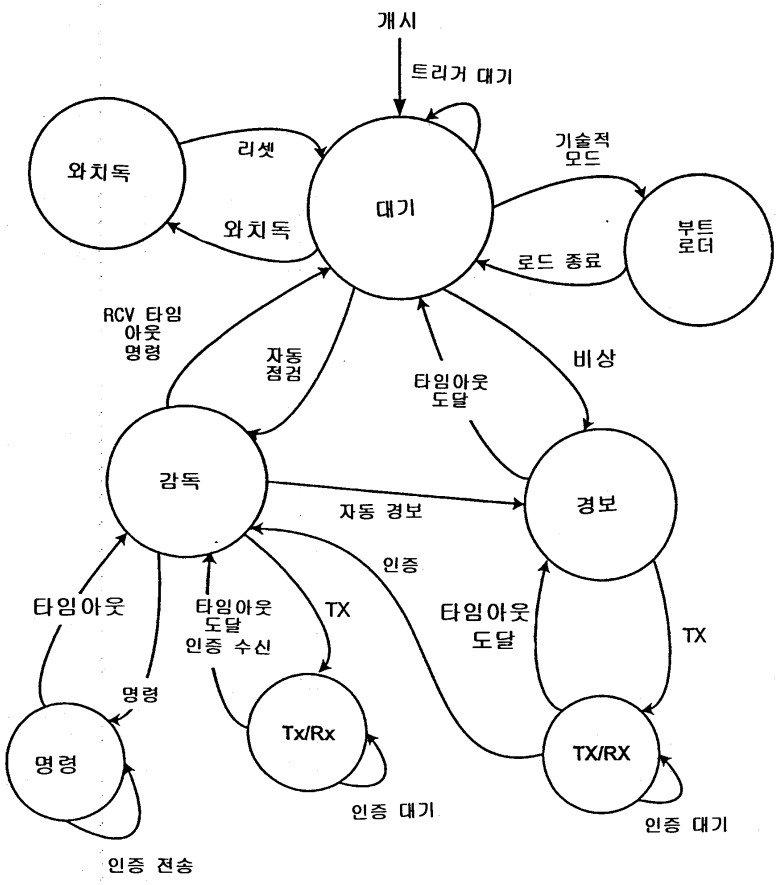
도면1



도면2


300
102
304
316
314
308
312
106
310
306
102
304
300
302

도면3


개시
트리거 대기
와치독
리셋
와치독
대기
기술적 모드
부트 로더
로드 종료
RCV 타임 아웃 명령
자동 점검
타임아웃 도달
비상
감독
경보
자동 경보
인증
타임아웃
타임아웃 도달 인증 수신
TX
타임아웃 도달
TX
명령
명령
Tx/Rx
TX/RX
인증 대기
인증 대기
인증 전송

도면4

STX	Len	플래그	어드레스 (msb)	어드레스 (mid)	어드레스 (lsb)	명령	데이터 (0)	···	데이터 (n)	CRC (msb)	CRC (lsb)	ETX

STX 메시지 시작을 알리는 TX 시작 (7E hex)

Len 메시지가 포함하고 있는 데이터 바이트의 수 지시 (0 내지 n+2 바이트)

Len = 0 - 명령 포함하지 않음

Len = 1 - 명령만 포함함 ; 메시지는 데이터(0) 내지 데이터(n)를 포함하고 있지 않음

Len 〉 2 - 메시지가 명령과 데이터 모두 포함

플래그 상태 바이트 (1 바이트)

어드레스 팔찌의 사용자 ID, 24 비트(0 내지 16777216)

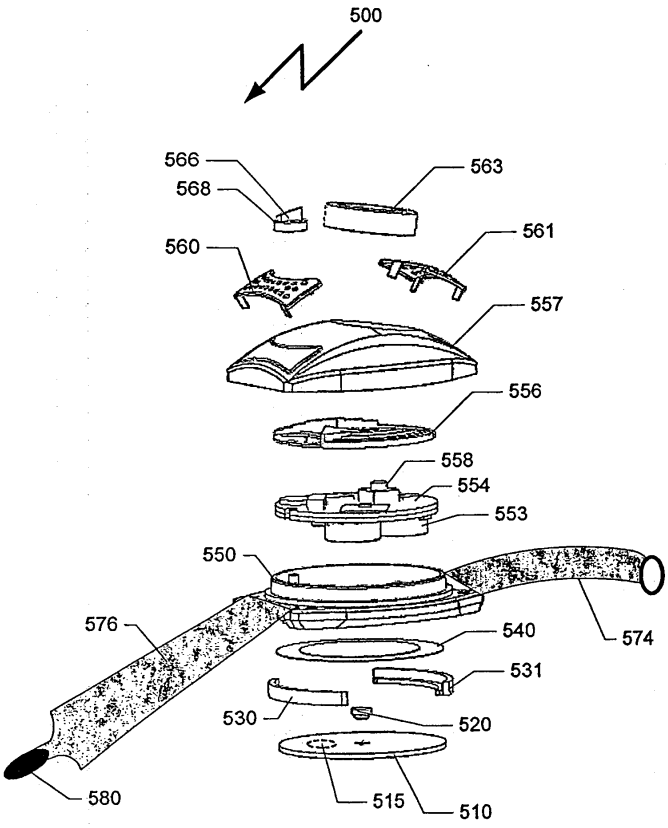
명령 명령 해설

데이터(n) 메시지의 데이터

CRC STX 바이트로부터 시작하여 데이터(n) 바이트까지의 메시지용 CRC (2 바이트)

ETX 메시지의 종료를 알리는 TX 종료 (7B hex)

도면5



도면6

