(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년01월13일
(11) 등록번호 10-1695304
(24) 등록일자 2017년01월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/02 (2006.01) *A61B 5/021* (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01) *A61B 5/1455* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-7002514
(22) 출원일자(국제) 2012년06월26일
심사청구일자 2016년03월22일
(85) 번역문제출일자 2014년01월28일
(65) 공개번호 10-2014-0058521
(43) 공개일자 2014년05월14일
(86) 국제출원번호 PCT/GB2012/000549
(87) 국제공개번호 WO 2013/001265
국제공개일자 2013년01월03일
(30) 우선권주장
1111138.2 2011년06월30일 영국(GB)
1200794.4 2012년01월18일 영국(GB)
(56) 선행기술조사문헌
KR1019880002492 A
KR1020030057536 A
KR1020080090552 A

(73) 특허권자
레만 마이크로 디바이시즈 에스에이
스위스 로잔 씨에이치-1015, 빌딩 아이, 이피에프엘 이노베이션 파크
(72) 발명자
엘리오트, 크리스토퍼
영국 서레이 지유6 7에이치제이 뉴 파크 로드 크랜레이 브람버 라지
존스, 마크-에릭
스위스 코소나이-빌레 씨에이치-1304 쉐민 두 시그날 18
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
한라특허법인(유한)

전체 청구항 수 : 총 9 항 심사관 : 최석규

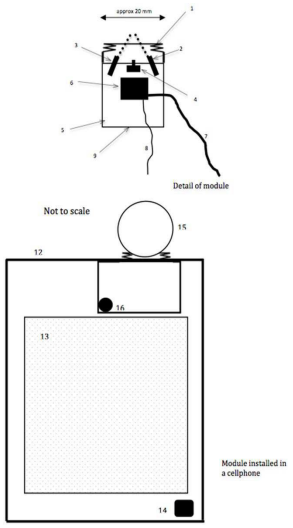
(54) 발명의 명칭 **개인 건강데이터 수집**

(57) 요 약

본 출원은 개인 건강 데이터를 수집하기 위한 수단에 관한 것이며, 특히 사용자의 건강과 관련된 매개변수들의 하나 또는 그 이상의 측정값들을 이끌어내기 위해서 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 신호 수집장치를 포함하는 개인 휴대용 모니터(하기에서는 "PHHM"이라함)에 관한 것이며, 상기 신호 수집장치는 개인 휴대용 연산장

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도5



치(하기에서는 "PHHCD")와 통합된다. PHHM은 신호 수집장치로부터 받은 신호들을 제어 및 분석하기 위해서 PHHCD의 프로세서를 이용한다. 본 출원은 또한 그러한 PHHCD와 통합되기에 적합한 신호 수집장치 및 상기 신호 수집장치에 의해서 수집된 신호들을 취급하고 상기 PHHM을 작동시키기 위한 장치에 관한 것이다. 본 출원은 또한 인터넷을 거쳐서 상기 PHHM에 의해서 수집된 신호들을 분석, 저장 및 전달하고 그 신호들로부터 유도된 데이터가 입력될 용도를 조절하기 위한 장치에 관한 것이다. PHHM은 사용자의 건강과 관련된 매개변수의 측정을 수행하기 위하여 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 신호수집장치(4)를 포함하며, 상기 신호수집장치는 개인 휴대용 연산장치(PHHCD)와 통합되고, 매개변수는 혈압이고, 상기 신호수집장치는 몸의 단지 일측에 대하여 가압되기에 적합하거나 가압되는 몸의 단지 일측을 갖기에 적합한 혈류폐색수단(21), 몸에 의해서 또는 몸에 가해지는 압력을 측정하기 위한 수단(4), 및 상기 혈류폐색수단과 접촉하여 몸을 통한 혈액의 흐름을 탐지하기 위한 수단을 포함한다.

(72) 발명자

베넷, 마크

영국 고달밍 서레이 지유7 1유엔 히스 레인 히스 팜하우스

나고가, 믹하일

스위스 풀리 씨에이치-1009 쉐민 데스 오스체스 41

명 세 서

청구범위

청구항 1

개인 휴대용 모니터로서,

프로세서, 사용자의 건강에 관련된 매개변수의 측정을 하기 위하여 프로세서에 의해서 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 신호수집장치를 포함하고, 상기 신호수집장치는 개인 휴대용 연산장치와 통합되고, 상기 매개변수는 혈압이고, 상기 신호수집장치는

혈류폐색수단;

몸에 의해서 가해지거나 또는 몸에 대하여 가해지는 압력을 측정하기 위한 수단; 및

상기 혈류폐색수단과 접촉하여 몸을 통한 혈액의 흐름을 탐지하기 위한 수단;

을 포함하며, 상기 혈류폐색수단이 몸의 일측만을 가압하거나 몸의 일측만이 상기 혈류폐색수단을 가압하고, 상기 프로세서는 상기 혈액의 유동을 검출하기 위해 압력의 범위하에서 임의의 순서로 상기 유동을 탐지하고 상기 압력과 상기 혈액의 유동에 관한 데이터를 혈압 측정을 위한 수학 방정식에 대입하도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 혈액의 흐름을 탐지하기 위한 수단은 오실로메트릭법을 채용하는 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 혈액의 흐름을 탐지하기 위한 수단은 광학센서인 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 4

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 하나의 항에 있어서,

수축기 및 이완기 혈압의 추정을 가능하게 하기 위해서 충분한 범위의 인가된 힘하에서 측정이 이루어지는 것을 보장하기 위해 개인 휴대용 모니터로부터 나오는 신호들에 반응하여 몸이 상기 혈류폐색수단 위에서 상기 혈류폐색수단을 가압하는 또는 상기 혈류폐색수단이 몸을 가압되도록 하는 힘을 조정하도록 사용자에게 가청 또는 가시적 명령을 제공하도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 5

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 하나의 항에 있어서,

상기 혈류폐색수단은 유체로 채워진 패드로 이루어지고, 상기 압력을 측정하기 위한 수단은 유체의 압력을 결정하기 위한 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 6

청구항 1 내지 청구항 3 중 어느 하나의 항에 있어서,

상기 개인 휴대용 모니터의 프로세서는 외부의 인가된 압력에 대한 혈압 유량과 관련된 수학 방정식에 상기 측정된 데이터를 대입하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 7

삭제

청구항 8

청구항 4에 있어서,

상기 혈류폐색수단은 유체로 채워진 패드로 이루어지고, 상기 압력을 측정하기 위한 수단은 유체의 압력을 결정하기 위한 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

청구항 4에 있어서,

상기 개인 휴대 모니터의 프로세서는 혈류량과 외부에서 인가된 압력 사이의 관계를 나타내는 수학 방정식에 상기 측정된 데이터를 맞춤으로써 수축기 및 이완기 혈압을 추정하도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

청구항 37

청구항 5에 있어서,

상기 개인 휴대 모니터의 프로세서는 혈류량과 외부에서 인가된 압력 사이의 관계를 나타내는 수학 방정식에 상기 측정된 데이터를 대입함으로써 수축기 및 이완기 혈압을 추정하도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 개인 휴대용 모니터.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 개인 건강데이터 수집을 위한 수단에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 사용자의 건강과 관련된 매개변수들의 하나 또는 그 이상의 측정값을 이끌어내도록 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 신호 수집장치를 포함하는 개인 휴대용 모니터(하기에서는, "PHHM"이라 함)에 관한 것이며, 이때 상기 신호 수집장치는 개인 휴대용 연산장치(하기에서는, "PHHCD"라 함)와 통합된다. PHHM은 신호 수집장치로부터 받은 신호들을 제어 및 분석하기 위해서 PHHCD의 프로세서를 사용한다. 본 발명은 또한 PHHCD와 통합되기에 적합한 신호 수집장치에 관한 것이다. 본 발명은 또한 PHHM을 작동시키고 신호 수집장치에 의해서 수집된 신호들을 취급하기 위한 장치들에 관한 것이다. 본 발명은 또한 인터넷을 통해서 PHHM에 의해 수집된 신호들을 분석, 저장 및 전달하거나 또는 그러한 신호들로부터 이끌어낸 데이터의 사용을 조절하기 위한 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 휴대폰은 일상생활의 일부가 되었다. 세계 선진국에 있어서, 대다수의 어른들은 휴대폰을 갖고 있다. 휴대폰의 사용은 또한 개발도상국에서 케이블을 설치할 필요가 없이 통신장치들을 개발할 수 있게 하므로 빠르게 보급되고 있다. 헬스케어 분야에서 휴대폰을 사용하기 위한 다양한 제안들이 있어왔다. 그러나, 이러한 제안들은 모두 결점을 갖고 있다.

[0003] Leslie와 본 발명자 등이 발표한 2011년 4월 21일자 최종보고서 "Mobile Communications for medical care"에는 케임브리지 대학의 주요 연구가 게재되고 있는데, 휴대폰 네트워크가 "생명 징후(vital signs)" 및 국부적인 측정장치로부터 얻은 다른 데이터를 중앙 데이터 수집 및 처리 컴퓨터로 전달함에 의해서 저소득 신흥국가에서 건강을 증진시키게 되는 결정적인 기여를 확인하였다. 이 문헌은 2개의 별도 산업용 커뮤니티를 확인하였는데, 그것은 휴대폰을 만드는 사람들과 의료장치를 만드는 사람들이다.

[0004] Ladeira D 등이 2010년 1월, www.emobility.eu.org에 개시한 "Strategic Applications Agenda Version 3", Working Group on Leading Edge Applications은 e-모빌리티 연구인데, 이것은 네트워크화된 헬스케어의 폭넓은 영향을 고려하여 "Smart phones can collect measurement results automatically and wirelessly from the measuring devices and seamlessly transfer the collected data to the doctor for further analysis."라고 밝혔다.

[0005] 2010년 9월에 PricewaterhouseCoopers' Health Research Institute에서 발표한 "Healthcare unwired - new business models delivering care anywhere"는 의료업의 전망으로부터 의료사업모델에 끼치는 충격의 관점에서 통신에 대한 폭넓은 접근에 의한 기회를 기술한 연구이다.

[0006] 2009년에, 애플사는 의료장치로부터 의사 및 다른 사람들에 이르는 통신 체인의 일부로서 아이폰을 사용하기 위한 점증하는 요구를 확인하였다(참조: http://medicalconnectivitv.corn/2009/03/19/apple-targets-healtri-care-witri-iphone-30-os/).

[0007] 이러한 보고서들은 현존하는 의료장치와 현존하는 휴대폰 기술의 사용을 기초로 하고 그러므로 의료장비산업 및 휴대폰산업의 존재를 필요로 한다. 본 발명의 목적은 이러한 산업분야들에 대한 필요성없이 건강과 관련된 데이터의 수집을 가능하게 하려는 것이다.

[0008] 태블릿 컴퓨터 및 개인 휴대용 컴퓨터들은 PHHCD들로서 사용되기에 충분할만큼 작아지고 있다. 많은 그러한 장치들은 WiFi나 무선 전화접속과 같은 통신설비들을 또한 포함한다.

[0009] 개인 휴대정보단말기("PDA")들은 또한 널리 알려져 있고, 사용자로 하여금 개인 데이터를 저장 및 검색할 수 있게 하기 위한 프로세서를 포함한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명의 제 1 양태에 따르면, 사용자의 건강에 관련된 매개변수의 측정을 하기 위하여 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 신호수집장치를 포함하며 상기 신호수집장치는 개인 휴대용 연산장치(PHHCD)와 통합되는 개인 휴대용 모니터(하기에서는 "PHHCD"라 칭함)가 제공된다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 PHHM은 보통의 성인이 한손으로는 PHHM을 쥐고 다른 한손으로는 데이터를 입력하거나 검색하도록 쉽게 조작할 수 있는 크기와 중량을 가져야만 한다. 바람직하게는, PHHCD는 WiFi나 무선전화 연결과 같은 통신설비들을 포함한다.

[0012] "통합된"것의 의미는 신호 수집장치와 PHHCD가 단일의 물리적인 유닛을 형성하고 이때 신호 수집장치와 PHHCD는 어느것이 움직이는 경우에 고정된 관계로 유지되는 것을 의미한다. 모든 전기적 연결은 PHHM 내에서 제공된다.

발명의 효과

[0013] 본 발명은 사용자의 건강과 관련된 매개변수들의 하나 또는 그 이상의 측정값을 이끌어내도록 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 신호 수집장치를 포함하는 개인 휴대용 모니터(하기에서는, "PHHM"이라 함)에 관한 것이며, 이때 상기 신호 수집장치는 개인 휴대용 연산장치(하기에서는, "PHHCD"라 함)와 통합된다. PHHM은 신호 수집장치로부터 받은 신호들을 제어 및 분석하기 위해서 PHHCD의 프로세서를 사용한다. 본 발명은 또한 PHHCD와 통합되기에 적합한 신호 수집장치에 관한 것이다. 본 발명은 또한 PHHM을 작동시키고 신호 수집장치에 의해서 수집된 신호들을 취급하기 위한 장치들에 관한 것이다. 본 발명은 또한 인터넷을 통해서 PHHM에 의해 수집된 신호들을 분석, 저장 및 전달하거나 또는 그러한 신호들로부터 이끌어낸 데이터의 사용을 조절하기 위한 장치에 관한 것이다.

도면의 간단한 설명

[0014] 본 발명의 4개 실시 예들이 첨부도면들을 참조하여 단지 예로서 설명될 것이다, 첨부도면에서:

도 1은 전기센서에 의해서 수집된 일반화 증폭 및 필터링된 신호를 나타낸 도면;

도 2는 PPG 센서로부터 수집된 산소화 혈액 신호(상부 라인), 산소제거 혈액 신호(중간 라인) 및 주위 빛 신호(바닥 라인)에서의 변화를 개략적으로 나타낸 도면;

도 3은 음향센서에 의해서 수집된 심장의 "러브-더브(lub-dub)" 박동의 통상적인 신호파형을 나타낸 도면;

도 4는 도 3의 음향신호로부터 유도된 윤곽(envelope)을 나타낸 도면;

도 5는 본 발명의 제 1 실시 예를 개략적으로 나타낸 도면;

도 6은 본 발명의 제 2 실시 예를 개략적으로 나타낸 도면;

도 7은 본 발명의 제 3 실시 예를 개략적으로 나타낸 도면;

도 8은 본 발명의 제 4 실시 예를 개략적으로 나타낸 도면; 그리고

도 9, 10 및 11은 본 발명의 PHHM에서 사용될 광학센서의 배열을 각각 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015] 본 발명의 제 1 양태에 따르면, 사용자의 건강에 관련된 매개변수의 측정을 하기 위하여 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 신호수집장치를 포함하며 상기 신호수집장치는 개인 휴대용 연산장치(PHHCD)와 통합되는 개인 휴대용 모니터(하기에서는 "PHHCD"라 칭함)가 제공된다.

[0016] 본 발명의 PHHM은 보통의 성인이 한손으로는 PHHM을 쥐고 다른 한손으로는 데이터를 입력하거나 검색하도록 쉽게 조작할 수 있는 크기와 중량을 가져야만 한다. 바람직하게는, PHHCD는 WiFi나 무선전화 연결과 같은 통신설비들을 포함한다.

[0017] "통합된"것의 의미는 신호 수집장치와 PHHCD가 단일의 물리적인 유닛을 형성하고 이때 신호 수집장치와 PHHCD는 어느것이 움직이는 경우에 고정된 관계로 유지되는 것을 의미한다. 모든 전기적 연결은 PHHM 내에서 제공된다.

[0018] 수집된 신호들은 아날로그나 디지탈일 것이며, 만약 아날로그라면, 부수적인 분석을 위해서 PHHCD의 프로세서에

의해 디지털 형태로 변환되거나, 또는 PHHCD가 인터넷이나 다른 데이터 통신수단을 사용하여 통신하는 원격 데이터처리 설비에 의해서 분석을 위해 변환될 것이다.

[0019] 신호 수집장치가 통합된 PHHCD는 휴대폰, 태블릿 컴퓨터, PDA 또는 보통의 성인이 한손으로는 장치를 쥐고 다른 한손으로는 데이터를 입력하거나 검색하도록 쉽게 조작할 수 있는 다른 연산장치가 될 것이다.

[0020] 본 발명은 사용자로 하여금 단지 PHHM을 사용하여 개인의 건강 데이터 측정치를 수집할 수 있게 하는 PHHM을 만들어내기 위해서 증명된 기술적 원리들을 새로운 실행기술과 결합시킴으로써 의료기술을 PHHCD 기술에 통합시킨다. 필요한 경우에, 사용자는 다른 장치의 그러한 측정치들과 통신할 수 있다.

[0021] 본 발명의 PHHM의 사용은 신호 수집장치가 PHHCD와 통합되어 있기 때문에 앞서 언급한 연구들에서 기술한 장치들의 사용을 뛰어넘는 상당한 개선점을 나타낸다. 신호 수집장치는 그것의 휴대성을 감소시킴이 없이 PHHCD와 통합될만큼 충분히 작아야만 하며, 그것의 디스플레이 및 배터리와 같은 PHHCD의 하부구조를 이용할 수 있어야 하고, 이것은 저소득 국가 또는 신흥국가에서 대부분의 사용자들에게는 너무 비싸고 심지어 선진국의 국민들마저 주저하게 만드는 많은 알려진 의료장치들보다 상당히 가격이 저렴할 것이다. 신호 수집장치는 PHHCD와 통합된 신호 수집장치가 사용자에게 유비쿼터스 및 개인적 기기가 될 수있는 수준으로 크기와 비용을 줄이기 위해 마이크로 전자 기술을 이용한다.

[0022] 바람직하게는, 신호 수집장치는 사용자 몸의 한 부분 또는 그 이상의 부분과 접촉하거나 매우 근접하게 위치하는 동안에 신호들을 수집하기에 적합하다. 특히, 신호 수집장치는 그것의 적어도 일부가 다음:

[0023] · 하나 또는 그 이상의 사용자의 손(발)가락, 특히 하나 또는 그 이상의 손가락;

[0024] · 경동맥 근처의 피부;

[0025] · 사용자의 가슴, 바람직하게는 심장에 가까운 부분; 및/또는

[0026] · 사용자의 귀나 입의 내부

[0027] 와 접촉하는 동안에, 신호들을 수집하기에 적합할 것이다.

[0028] 신호 수집장치는 개인의 건강과 관련하여 유용한 매개변수의 측정을 이끌어내기 위해서 사용될 수 있는 신호들을 수집하기 위한 하나 또는 그 이상의 센서들을 포함한다. 바람직하게는, 상기 하나 또는 그 이상의 센서들은 혈압, 펄스파 속도, 혈압 파형, 온도, 혈액 산소 부분압력, 심전도, 심장박동 및/또는 호흡률과 관련된 신호들을 수집하기 위한 것이다. 신호 수집장치는 위에서 언급한 매개변수들중 하나 이상의 측정치들을 이끌어낼 수 있는 신호들을 수집하기 위한 센서들을 포함할 것이다. 신호 수집장치는 예를 들어 혈압측정, 광혈류검사의 하나 또는 그 이상을 이용하는 혈압측정 및 펄스파 속도의 측정을 이끌어낼 수 있는 신호들을 수집하기 위한 하나 또는 그 이상의 센서(들)을 바람직하게 포함한다.

[0029] 본 발명의 PHHM은 하나 또는 그 이상의 하기 센서들 및 수단들을 포함할 것이다. 특히, 이러한 센서들과 수단들의 바람직한 조합은 아래에서 설명하는 바와 같이 언급된다.

[0030] 온도 센서

[0031] 신호 수집장치는 국부적인 신체 온도(예를 들면, 센서가 신체에 적용되는 위치 근처의 온도)의 측정을 PHHCD의 프로세서에 의해서 이끌어낼 수 있는 신호들을 수집하기 위한 온도센서를 포함할 것이다. 바람직하게는, 신호 수집장치는 주위온도의 측정을 프로세서에 의해서 이끌어낼 수 있게 하는 신호들을 수집하기 위한 센서를 또한 포함한다. 이것은 국부적인 온도를 측정하는 것과 연결하여 사용되는 것과 동일한 센서가 되거나 아니면 별도의 센서가 될 것이다. 바람직하게는, 프로세서는 온도센서에 의해서 수집된 신호들로부터 사용자의 심부 신체온도를 이끌어내기에 적합하다.

[0032] 잘 알려진 바와 같이, 표면의 온도는 표면이 방출하는 열복사를 측정하는 것에 의해서 측정될 것이다. 통상적인 신체온도에 대하여, 복사는 원적외선 파장에 집중된다. 이것은 볼로미터에 의해서 탐지될 것이며, 타겟은 입사 방사선에 의해서 가열되고, 그것의 온도는 저항에서의 변화를 직접적으로 탐지하거나 열전쌍, 서미스트 또는 다른 유사한 장치를 사용하여 간접적으로 탐지함으로서 측정된다. 시야는 렌즈나 윈도에 의해서 한정될 것이다. 온도센서는 이 기술을 사용하는 기존의 의료기기에서와 같이 귀 또는 이마 측두 동맥의 내부로부터 방사선을 수용하도록 구성될 수 있다.

[0033] 온도센서는 사용자가 전화를 걸거나 걸지않거나 관계없이 사용자의 귀의 온도를 감지할 수 있도록 하기 위해서

바람직하게 위치한다. 이와는 달리, 온도센서는 혈압의 측정과 같이 PHHM에 의해서 이루어지는 다른 측정이 가능하도록 신체일부의 표면온도의 측정을 가능하게 하도록 위치한다.

[0034] 이와는 달리, 온도센서는 신체의 온도를 감지하거나 예를 들면 사용자의 의복의 아이템과 같은 선택된 다른 아이템을 감지할 수 있게 PHHM을 조종함으로서 사용자가 온도센서의 방향을 향하도록 위치할 것이다. PHHM의 프로세서는 이러한 경우에 주위온도를 나타내는 신호를 이끌어내고 및/또는 사용자가 PHHM을 향하도록 명령을 제공하여 신체온도와 주위온도를 나타내는 신호들이 얻어지기에 적합할 것이다.

[0035] 이와는 달리, 온도센서는 팔에 위치할 수 있고, 사용자의 손가락들중 하나와 접촉하거나 사용자의 귀나 입안에 삽입될 수 있다. 팔은 신호 수집장치에 있는 위치에 고정되거나 또는 연장위치와 수축위치 사이에서 움직일 수 있고 그래서 팔은 사용하지 않을 때는 접을 수 있다. 팔은 연장위치와 수축위치 사이에서 선회하거나 미끄러지듯이 움직일 수 있다.

[0036] 신호 수집장치는 다른 위치들에서 온도를 감지하기 위한 하나이상의 온도센서를 포함할 것이다.

[0037] 온도센서는 예를 들어 음식, 가정용 가열장치나 와인과 같은 다른 아이템들의 온도를 측정하기 위해서 사용될 수도 있다.

[0038] 전기 센서

[0039] 심장은 피부에서 탐지될 수 있는 전기신호에 의해서 박동하는데, 이것은 심전도(ECG)의 기초가 된다. 이것의 단순한 버전은 신체의 2개의 별도부분 사이에서의 전위차를 측정함으로써 심장박동을 개시하는 전기신호가 일어나는 순간을 탐지할 수 있다. 적절한 전자적 처리에 따라서, 각각의 개시신호가 일어나는 시점은 수 밀리초 내에 측정될 수 있다.

[0040] 신호 수집장치는 서로 전기적으로 절연되어 있지만 사용자 신체의 2개의 다른 부분과 접촉할 수 있는 2개의 전극들을 포함하는 전기센서를 포함할 것이다. 바람직하게는, 2개의 전극들은 사용자의 각각의 손으로부터 한 손가락으로 접촉될 수 있다. 바람직하게는, 전기센서의 전극들중 하나는 혈류폐색수단(하기에서 설명함)의 버튼, 패드 또는 스트랩과 연관된다. 다른 전극은 PHHM의 별도부분에 위치할 것이다. 다른 전극은 존재한다면 패드(하기에서 설명함)의 수동팽창을 위해서 사용되는 레버와 연관될 것이다. 바람직하게는, 패드는 마이크로피라미드의 배열과 같은 양호한 전기적 연결을 제공하는 표면을 갖도록 구성된다.

[0041] 바람직하게는, 전기신호에 의해서 수집되는 신호는 2개의 전극들 사이에서의 전위차의 측정이며, 이것은 2개의 다른 신체부분 사이에서의 전위차와 관련이 있다. 바람직하게는, PHHCD의 프로세서는 전기센서로부터 신호들을 증폭하기에 적합하며, 필요한 경우에는 증폭전후에 신호들을 필터링하기에 적합하다. 프로세서에 의해서 생성된 증폭되거나 필터링된 신호는 첨부도면의 도 1에 나타낸 형태를 갖는데, 여기에서 x축은 시간을 나타내고 y축은 전위차를 나타낸다. 도 1의 화살표는 심장수축을 개시하기 위해서 전기신호가 심장을 자극하는 순간을 나타낸다.

[0042] 혈류 폐색수단

[0043] 신호 수집장치는 사용자의 신체의 일부를 통한 혈액의 유동을 제한하거나 완벽하게 차단하기 위한 혈류 폐색수단 및 상기 혈류 폐색수단에 의해서 또는 여기에 작용하는 압력을 결정하기 위한 압력센서를 포함할 것이다. 종래의 혈류 폐색수단은 신체를 에워싸는 팽창가능한 커프스이다.

[0044] 신호 수집장치는 하기에서 설명하는 혈류 폐색수단들, 즉 버튼; 유체충진 패드 및 스트랩중 하나를 바람직하게 포함한다. 이들중의 어느 것은 발가락이나 손가락, 바람직하게는 손가락과 같은 신체일부에 대하여 가압함으로써 사용될 수 있으며, 여기에서는 신체일부를 흐르는 동맥 혈류가 신체일부의 단지 일측에 작용하는 압력에 의해서 영향을 받거나 혹은 그 반대일 수 있다.

[0045] 폐색의 정도는 오실로메트릭법에 의해서 탐지되거나 아니면 하기에서 설명하는 바와 같은 혈액 광센서로부터 나오는 신호들을 분석하여 탐지될 수 있다.

[0046] 버튼

[0047] 혈류 폐색수단은 신체일부에 대하여 가압되는 버튼을 포함할 것이다. 바람직하게는, 버튼은 판의 영역이며, 이 영역은 판의 나머지로부터 독립적으로 이동될 수 있으며, 힘 센서에 연결된다. 힘 센서는 버튼에 작용하지만 버튼의 움직이는 거리를 최소화하는 함을 측정하기에 적합하다. 통상적으로, 판은 통상적으로 5㎜ 직경의 원형버튼을 구비한 10㎜×20㎜ 면적이거나 유사한 영역의 비-원형 버튼을 구비한다. 바람직하게는, 신체에 힘이 가해

질 때 버튼이 이동하는 거리는 단지 0.1㎜ 이내에 불과하다.

[0048] 신체에 대하여 버튼을 가압하면 신체 내에 압력이 생성된다. 버튼과 접촉하는 신체부분은 버튼부분 내의 압력에 버튼의 영역을 곱한것과 대략적으로 같은 힘으로 버튼을 가압하게 된다. 이 힘을 측정함으로써, PHHM은 신체부분 내의 압력을 정확하게 측정할 수 있게 한다.

[0049] 신호 수집장치는 다수의 버튼을 포함하는데, 이들은 별도의 힘 센서에 각각 연결된다.

[0050] 유체충진 패드

[0051] 혈류 폐색수단은 사용자 신체의 일부의 일측, 특히 손(발)가락, 바람직하게는 손가락이 신체의 일부를 통해서 흐르는 혈액의 유동을 폐색하도록 가압될 수 있는 유체충진 패드 및 상기 패드에서 압력을 나타내는 신호를 제공하기 위한 압력센서를 포함할 것이다. 바람직하게는, 패드는 PHHM에서 노치에 위치한다. 사용시에, 압력은 신체부분을 패드위로 가압하거나 패드를 신체부분 위로 가압함으로써 패드에 적용될 것이다.

[0052] 만약 패드가 공기로 채워지면, 이것은 패드에서 과도한 압력이 발생하는 것을 방지하기 위한 수단을 제공할 필요가 있다. 이것은 만약에 장치가 뜨거운 장소에 있을때 발생하거나 열이 압력을 과도하게 상승시킬 때 발생한다. 과도한 압력이 발생하는 것을 방지하기 위한 수단은 바람직하게는 패드의 최대허용압력(통상적으로 300㎜Hg)인 소정압력하에서 패드로부터 대기중으로 기체를 방출하도록 개방되는 밸브, 및 방출되는 기체를 이동시키기 위한 펌프를 포함한다. 펌프는 피스톤이나 실린더를 포함하거나 아니면 다이아프램과 챔버를 포함할 것이며, 상기 피스톤이나 상기 다이아프램은 사용자의 움직임이나 전력에 의해서 작동될 수 있다. 바람직하게는, PHHM은 신호 수집장치 위로 배열된 힌지결합 또는 슬라이딩 방식의 덮개를 구비하는데, 상기 덮개는 장치가 사용될 수 있도록 개방되고, 패드를 재-팽창시키기에 충분한 압력을 생성하기 위해서 피스톤이나 다이아프램에 압력을 가한다. 바람직하게는, 펌프는 기체가 상기 패드로 들어갈 수 있게 허용하는 일방향 밸브; 및 패드의 최소 작동압력(통상적으로 약 50㎜Hg)인 소정압력하에서 펌프로부터 대기중으로 기체를 방출하기 위해서 개방되는 밸브의 2개 밸브들을 구비한다.

[0053] 패드에 존재하는 기체의 체적은 압력의 변화를 참지하는 민감도를 최대화하기 위해서 최소화되는 것이 바람직하다. 만약 일방향 밸브가 사용되면, 패드 및 압력센서에 가깝게 위치하는 것이 바람직하다.

[0054] 이러한 방지수단을 통합하는 추가적인 잇점은 누설이 느리게 진행될지라도 장치를 연속적으로 작동시킬 수 있다는 것이다. 이것은 장치의 신뢰성을 높일 것이다.

[0055] 스트랩

[0056] 이와는 달리, 혈류 폐색수단은 사용자 신체의 일부의 일측, 특히 손(발)가락, 바람직하게는 손가락이 신체의 일부를 통해서 흐르는 혈액의 유동을 폐색하도록 가압될 수 있는 스트랩, 및 상기 스트랩에 발휘되는 압력을 나타내는 신호를 제공하기 위한 힘 센서를 포함할 것이다.

[0057] 바람직하게는, 스트랩은 PHHM에서 노치에 위치한다. 사용시에, 압력은 신체부분을 스트랩위로 가압하거나 스트랩을 신체부분 위로 가압함으로써 스트랩에 적용될 것이다.

[0058] 스트랩은 연장되지 않거나 또는 연장될 수 있다.

[0059] 스트랩이 연장되지 않는 경우에, 이것은 PHHM에 있는 노치를 가로지르는 각 단부에 고정장착될 것이다. 이러한 배열에 있어서, 압력센서는 스트랩의 장착부에 작용하는 힘을 측정하기에 적합하다.

[0060] 이와는 달리, 연장이 불가능한 스트랩은 노치의 일측에서 축상에 장착되거나 또는 노치의 타측에 고정장착될 것이다. 이러한 배열에 있어서, 스트랩에 작용하는 압력은 스트랩이 축 주위로 말리는 범위를 측정함으로써 측정될 것이다. 스트랩의 풀림은 축상의 토크 스프링이나 선형 스프링에 의해서 방지될 것이다.

[0061] 다른 대안에 있어서, 연장이 불가능한 스트랩은 축상에서 그것의 단부들의 각각에 장착되고, 축들은 PHHM에 있는 노치의 각 단부에 위치한다. 이러한 배열에 있어서, 스트립에 작용하는 압력은 스트랩이 각각의 축 주위로 말리는 범위를 측정하거나 또는 전기저항과 같이 스트랩의 물리적인 성질을 측정함으로써 측정될 수 있다.

[0062] 스트랩이 연장가능한 경우에, 이것은 PHHM에서 노치를 가로지르는 각각의 단부에 고정 장착될 것이다. 이러한 배열에 있어서, 압력센서는 스트랩에 작용하는 압력과 관련된 신호를 제공하기 위해서, 스트랩이 길이의 증가를 측정하거나 스트랩의 텐션을 측정하거나 또는 전기저항과 같은 스트랩의 물리적 성질을 측정하기에 적합하다.

[0063] 스트랩이 사용되는 경우에, PHHM은 스트랩과 접촉하여 압력측정이 보다 정확하게 이루어질 수 있게 만드는 신체

일부의 직경을 나타내는 신호를 제공하기 위한 수단을 포함한다. 이 수단은 예를 들면 별도의 게이지에 제공되거나 PHHM에 제공된 테이프 측정부나 일련의 눈금을 매긴 절개부들과 같은 임의의 편리한 수단을 사용하여, 사용자가 측정한 직경을 입력할 수 있는 키패드나 터치스크린, 바람직하게는 PHHCD의 보통의 키패드나 터치스크린이 될 것이다.

[0064] 그러나, 이 수단은 그 자체가 스트랩과 연관되어 사용자의 입력없이 신호를 제공하는 것이 바람직하다. 예를 들면, 스트랩은 그 안에 삽입된 하나 또는 그 이상의 광섬유, 상기 광섬유(들) 내로 빛을 투입하기 위하여 광섬유(들)의 일단부에 제공된 광원, 자체에 도달하는 빛을 탐지하기 위하여 광섬유(들)의 타단부에 제공된 광검출기, 및 빛이 광섬유를 통과함에 따라 빛의 감쇠를 결정하기 위한 수단을 포함할 것이며, 상기 감쇠의 정도는 스트랩의 곡률과 관련이 있고 이것은 다시 직경과 관련이 있다.

[0065] 이와는 달리, 스트랩은 2개의 층들을 포함할 것이며, 상기 신호 수집장치는 각 층의 길이, 및 상기 직경과 연관된 2개 층들의 상대적인 길이를 측정하기 위한 수단을 포함한다. 추가적인 대안에 있어서, 신호 수집장치는 노치의 바닥과 상기 노치의 바닥에 대한 스트랩의 근접지점 사이의 거리를 나타내는 신호를 제공하기 위한 근접 감지기와 같은 수단을 포함할 것이며, 상기 프로세서는 상기 신호에 기초하여 신체부분의 직경 및 상기 스트랩의 길이를 계산하기에 적합하다.

[0066] 광혈류검사(PPG)를 위한 혈액 광센서

[0067] PPG를 사용하는 맥박 산소농도계는 1980년대 이래로 시판중에 있다. 이것들은 동맥혈에 존재하는 산소의 농도를 측정하는데 사용된다. 적외선과 자외선은 신체 부분을 향하여 전달된다. 자외선은 무산소화 혈액에 의해서 보다는 산소화 혈액에 의해서 보다 강력하게 흡수되며; 적외선은 산소화 혈액에 의해서 보다는 무산소화 혈액에 의해서 보다 강력하게 흡수된다. 심장수축기 동안에 적외선 흡수에서의 변화는 산소화 혈액의 양을 측정하는 것이다. 심장수축기 사이의 적외선 흡수의 수준은 혈액이 전체 양의 측정이며, 보정을 위해서 사용된다.

[0068] 바람직하게는, 신호 수집장치는 PPG 센서를 포함한다. 이것은 하나 또는 그 이상의 광센서를 사용한다. 광센서(들)은 전송 또는 산란 측정을 위해서 배열된다. 전송모드에 있어서, 광센서는 신체를 통해서 빛을 전송하도록 배열된 하나 또는 그 이상의 광-이미터들 및 신체부분을 통해서 광-이미터(들)로부터 전송된 빛을 탐지하도록 배열된 하나 또는 그 이상의 광검출기들을 포함한다. 산란모드에 있어서, 광센서는 신체부분쪽으로 빛을 전송하도록 배열된 하나 또는 그 이상의 광-이미터들 및 신체부분에 의해서 산란된 광-이미터들로부터 빛을 탐지하도록 배열된 하나 또는 그 이상의 광검출기들을 포함한다.

[0069] 바람직하게는, 산란모드에 있어서, 광검출기(들)은 광-이미터(들)에 근접하여 배열된다.

[0070] 바람직하게는, 두 경우에 있어서, 광센서(들)은 둘 또는 그 이상의 파장하에서 빛을 방출하고 탐지하기에 적합하다. 2개의 선택된 다른 파장들의 빛을 방출하기 위한 단일의 복합 광-이미터 또는 선택된 다른 파장의 빛을 방출하기에 적합한 적어도 2개의 광-이미터가 존재할 것이다. 광-이미터(들)의 대안으로서, 한가지 대안에 있어서, 선택된 파장의 빛을 탐지할 수 있는 하나의 복합 광검출기가 존재한다. 다른 대안에 있어서, 둘 또는 그 이상의 광검출기가 존재하는데, 이들 각각은 선택된 다른 파장의 빛을 탐지하기에 적합하다.

[0071] 바람직하게는, 파장들중 하나는 빛이 산소제거된 혈액보다는 산소화 혈액에 의해서 보다 강하게 흡수되게 선택된다. 적당한 파장은 940nm이다. 다른 파장은 빛이 산소화 혈액보다는 산소제거된 혈액에 의해서 보다 강하게 흡수되게 선택된다. 적당한 파장은 660nm이다.

[0072] 바람직하게는, 신호 수집장치는 광-이미터(들)로부터 빛이 나오지 않는 경우에 광검출기들로부터 신호를 수집하기에 적합하다. 이것은 얻어진 신호들의 추가 보정을 가능하게 하며, 사용되는 경우에, 파장을 보정할 수 있게 한다.

[0073] 첨부도면에서 도 2는 산소화 혈액 신호(상부 라인), 산소제거된 혈액 신호(중간 라인) 및 주위 광 신호(바닥 라인)에서의 변화를 개략적으로 나타낸다.

[0074] 혈액 광센서는 포도당, 알코올, 헤모글로빈, 크레아티닌, 콜레스테롤 및 각성제 또는 불법적이거나 아니면 금지된 물질을 포함하여 다른 약물들과 같이 혈액속에 있는 분석물질의 농도를 측정하기에 적합하다. 만약 분석물질의 흡수 스펙트럼이 혈액에 있는 다른 물질의 스펙트럼과 유사한 경우에는 측정이 어렵다. 신호 수집장치는 흡수 분광법의 민감도와 선택도를 증가시키기 위해서 하기에서 설명하는 기술들중 하나 이상을 사용하도록 설계된다.

[0075] 첫번째 기술은 차등흡수를 이용하는 것이다. 빛의 빔은 신체부분을 향하여 전달되고, 전달되거나 산란된 빛은 2

개의 감지 세포들 사이에서 분할된다. 하나(대조 셀)는 관심이 있는 분석물질을 포함하여 혈액에 충분한 향으로 존재하는 화학 종들의 혼합물을 함유한다. 실제로, 이것은 단지 물을 함유할 것이다. 다른 것(샘플 셀)은 같은 혼합물과 분석물질을 함유한다. 이와는 달리, 대조 셀는 생략되고 샘플 셀만이 분석물질로 채워질 수도 있다. 이와는 달리, 분석물질이 대기압 상태에서 기체상태가 될 수 있으면, 빛의 빔은 분석물질을 기체상태로 함유하는 단일의 샘플 셀를 통과할 것이며, 그 세포의 압력이 조절된다.

[0076] 빛의 빔의 세기는 몇가지 조건하에서 측정될 것이다: 신체부분이 존재하지 않는 경우에 빛의 빔이 대조 셀를 통과한 후 그리고 별도로 샘플 셀를 통과한 후에, 그리고 마찬가지로 신체부분이 존재하는 경우에 각각의 세포를 통과한 후에 측정될 것이다. 이와는 달리, 빛의 빔의 세기는 그것이 세포를 통과한 후에 그리고 그것이 세포를 통과하지 않은 경우에, 그리고 다시 신체부분이 존재하는 경우에 및 신체부분이 존재하지 않는 경우에 측정될 것이다. 다른 대안에 있어서, 세기는 신체부분이 존재하는 경우와 존재하지 않는 경우에 세포에 존재하는 압력의 함수로서 측정될 것이다.

[0077] 빛의 빔의 세기는 측정장치가 주위 빛에 대하여 보상할 수 있도록 하기 위해서 스위칭에 의해서 조절될 것이다. 빛의 빔은 저가의 기술이 채택될 수 있도록 허용하면서 분석물질과 다른 화학적 종들 사이의 차별을 최대화하기 위해서 선택된 넓은 광학적 스펙트럼을 갖는다. 예를 들면, 분석물질은 포도당이며, 이것은 IR 영역 근처에 있을 것이다.

[0078] 이러한 경우들 각각에 있어서, 빛의 빔이 대조 셀와 샘플 셀를 통과하는 경우의 세기의 차이는 신체부분 내에서 분석물질의 흡수량을 측정하는 것에 대응한다. 혈액에 있는 분석물질의 농도에 대한 선택도를 개선하기 위해서, 심장수축으로 인하여 동맥이 넓어지는 순간을 알아내기 위해 PPG 신호가 사용될 것이다. 이 순간에서 흡수의 변화는 신체부분의 혈액의 추가적인 양의 결과이다. 추가적인 혈액의 체적은 PPG 신호로부터 또한 측정된다.

[0079] 음향 센서

[0080] PHHM은 심장박동에 의해서 생성되는 소리와 관련된 신호들을 수집하기 위한 음향센서를 포함할 것이다. 음향센서는 별도의 마이크로폰, 수진기 또는 진동센서가 되거나, 아니면 음성수신을 위한 표준형 휴대폰이나 태블릿 컴퓨터에 제공된 아이크로폰이거나, 아니면 동맥폐쇄 동안에 신체부분에서의 압력을 측정하기 위해서 사용되는 힘 센서 또는 압력 센서일 것이다.

[0081] 바람직하게는, PHHM의 프로세서는 심방박동 시간을 결정하기 위해서 음향센서에 의해서 수집된 신호들을 처리하기에 적합하다.

[0082] 첨부도면들에서 도 3은 음향센서에 의해서 수집되는 심장의 "러브-더브(lub-dub)" 박동의 통상적인 파형을 나타낸다. 2개의 연속적인 맥박들이 나타나있다. 신호는 진폭의 한계 내에 있는 음향신호로 구성된다.

[0083] 이동 센서

[0084] PHHM은 신호수집장치가 위치하는 사용자 신체부분의 위치를 탐지하기에 적합한 이동센서를 또한 포함할 것이다. 바람직하게는, PHHM의 프로세서는 혈압 측정의 보정을 가능하게 하기 위해서 압력센서로부터 받은 신호와 이동센서로부터 받은 신호를 관련시키기에 적합하다. 바람직하게는, PHHM의 프로세서는 사용자 신체를 움직여서 그러한 보정이 일어날 수 있도록 사용자에게 가청 또는 가시적으로 명령들을 제공하기에 적합하다. 이동 센서는 PHHCD의 현존 부품이 될 것이다. PHHCD의 가속이나 고도를 갖는 압력변화로 인한 관성력을 탐지할 것이다.

[0085] 초음파 센서

[0086] 신호 수집장치는 동맥의 단면의 이미지를 형성하고 및/또는 동맥 내의 혈압의 유속을 측정하기 위해 도플러 간섭법를 이용하기 위하여 초음파 센서를 포함할 것이다. 상기 초음파 센서는 어레이를 형성하는 개별적인 요소들의 세트로 구성될 것이다.

[0087] 개인 데이터 입력수단

[0088] 바람직하게는, PHHM은 개인 데이터 입력수단을 포함하며, 다른 개인 데이터를 저장하기에 적합하다. 개인 데이터 입력수단은 바람직하게는 키패드나 터치스크린, 바람직하게는 PHHCD의 터치스크린이나 보통의 키패드이다. 이러한 수단에 의해서 입력될 수 있는 데이트는, 하기의 예로서 제한되는 것은 아니지만, 높이, 하중, 손목 둘레, 손가락 직경 및 나이를 포함할 것이다.

[0089] 추가적인 센서들 및 수단

[0090] PHHM은 사용자 신체로 전기신호를 인가하고 그러한 신호들에 반응하여 예를 들어 신체 용적 지수와 같은 신체 특성들을 측정하기 위해서 생성된 신호들을 탐지하기 위한 수단을 더 포함할 것이다.

[0091] PHHM은 사용자의 손가락 지문을 취하는 것과 같이 사용자의 신분을 알아낼 수 있게 하는 신호들을 수집하기에 적합한 수단을 더 포함할 것이다. 이것은 사용자와 직접적으로 연관된 사용자 건강와 관련있는 유도된 측정치들을 보장할 수 있다. 그러한 신분 센서는 혈류 폐색수단의 패드와 연관되거나 또는 전기센서의 전극과 연관될 것이다. 확인된 사용자보다는 다른 사람의 측정된 의료 표식에 대하여 거의 불가능한 방식으로 식별 센서를 위치시키는 것이 가능하다.

[0092] 데이터 분석

[0093] 위에서 언급한 센서들과 수단들은 다양한 건강관련 데이터의 수집을 가능하게 하기 위하여 다양한 조합으로 사용될 것이다. PHHM은 온도센서, 전기센서, 혈류 폐색수단, PPG에 대한 혈액 광센서, 음향센서, 이동 센서, 초음파 센서중 하나 또는 그 이상을 포함할 것이며, 바람직하게는 이것들중 적어도 첫번째 4개를 포함할 것이다. 센서들과 수단들의 바람직한 조합은 이러한 조합들을 사용하여 이끌어낼 수 있는 건강관련 데이터의 지표와 함께 아래의 표에 발표하였다. 그러나, 해당 기술분야의 숙련된 당업자는 다른 조합들도 추가적인 건강관련 데이터를 제공하기 위해서 사용될 수 있고 본 발명은 아래의 표에 발표한 조합으로 제한되는 것은 아니라는 것을 알 수 있을 것이다.

표 1

[0094]

건강관련 매개변수	측정기술	관련 센서	비고
신체온도	볼로미터	온도센서	볼로미터는 성숙한 기술이다. PHH은 최고값을 얻기위해서 사용자를 안내하도록(예를들어 귀 위로 이동시킴으로서) 피드백을 바람직하게 사용하고, 점근선 값을 측정하고 주위에 대하여 교정하기 위해서 측정된 바와 같은 변화들을 추론하기 위한 모델을 바람직하게 사용한다.
맥박수	맥박 타이밍	전기센서 압력센서 혈액광센서	전기센서로부터 나오는 신호는 가장 신뢰성이 있고 정확한 시간에 제공된다. 2개의 센서들로부터 나오는 신호들은 데이터의 확신을 제공하고 정확성을 개선하기 위해서 분석될 것이다. 분석은 혈액에 대한 분석처럼 진행될 것이며, 모든 유용한 증거의 관점에서 가장 유사한 값을 찾게될 것이다.
맥박 부정맥	맥박 타이밍		

혈압 (심장수축기 및 심장확장기)	펄스파 전이시간(PWTT)		전기센서 혈액광센서 음향센서 개인데이터	펄스파속도(PWV)는 혈압의 직접측정이다.전기센서는 맥박의 개시시간을 탐지하기 위해서 사용될 것이다.음향센서는 전기신호와 심장수축의 시작 사이의 시간을 측정하기 위해서 사용자가 장치를 먼저 보강하는 경우에 사용될 것이다.PPG센서는 맥박이 손가락에 도달할 때 시간을 탐지하기 위해서 사용될 것이다. 개인데이터는 심장으로부터 PPG센서로의 경로길이를 측정하기 위해서 사용될 것이다.	실제혈압은 5개의 별도의 측정값(또는 유용한만큼 많이)들을 결합하여 측정될 것이다. 결합은 단순한 평균이 아니고; 베이스평가자와 같은 기술을 사용하여 맥박들 사이의 변화를 포함한 모든 데이터를 고려하여, 처리는 모든 유용한 정보의 관점에서 가장 유사한 값을 찾을 것이다.
	펄스 볼륨		혈액광센서	PPG신호의 규모는 동맥체적에서의 변화를 측정한 것이며, 이것은 혈압과 관련된다.	
	혈압 측정법 (폐색)	압력 요동	압력센서	인가된 압력은 스트랩이나 버튼에 작용하는 힘이나 패드의 압력에 의해서 측정된다.혈액유량은 동맥의 체적에서의 변화에 의해서 야기된 압력에서의 작은 변화에 의해 탐지될수 있다. 두 기술들은 사용자로 하여금 강하게 또는 부드럽게 압력공간을 설정하도록 안내하기 위해서 피드백을 사용할 것이다.	
		광학적 흡수	압력센서 혈액광센서	맥박볼륨은 외부압력에 의존하며, 심장확장보다 작고 심장수축시에 제로로 떨어지면 영향이 없다.	
	펄스의 타이밍		맥박수	맥박수과 혈압 사이에 상관관계자 존재한다. 기록이나 예전 측정값을 포함한 개인데이터가 그 관계에 추가될 것이다.	
혈액산소	PPG		혈액 광센서	맥박이 손가락에 도달할때 적외선 및 가시광선 흡수의 측정들을 결합한 표준 PPG기술	
펄스파 속도	PWIT		상기한 바와 같이, 혈압 측정에 있어서.		
호흡주기	혈압 및 맥박에 대한 영향		혈액 광센서	호흡주기는 맥박들 사이의 간격, 혈압의 평균수준, PPG신호의 진폭에 대한 변화로서 들어나보인다.	실제 호흡주기는 4개의 별도 측정치들(또는 유용한만큼 많이)에 의해서 얻어질 것이다.
			전기센서	호흡주기는 맥박들 사이의 간격에 대한 변화로서 들어나보인다.	
혈류량	호흡주기의 변화		혈액 광센서	사용자는 숨을 참도록 지시받을 것이다. 적은 산소화 후에 혈액산소가 떨어지는 수준은 측정포인트에 도달할 것이며, 숨쉰후에 다시 상승하여 보다 산소화된 혈액에 도달한다.	

[0095] 상기 표는 혈액에 있는 분석물질의 농도를 측정하기 위해서 광학센서의 가능한 연장으로부터 유도된 데이터의 분석을 언급하지는 않았다.

[0096] PHHCD의 부분이될 다른 센서들 및 PHHM에 포함된 센서들과 수단들의 모두 혹은 일부로부터 얻은 신호들의 조합과 관련된 알고리즘은, 수집된 신호들을 건강관련 데이터로 변환시키거나 추론된 의료용 지표("생명 징후")의 정확도를 개선하기 위해서 사용될 것이다. 동맥벽의 강성 및 맥박 부정맥과 같이 덜 알려져 있지만 의료전문가들은 알고있는 다른 의료용 지표들이 추출될 것이다. 이러한 모델들의 전부 혹은 일부는 소프트웨어로서 부호화될 것이며, 신호들의 처리를 위하여 PHHM 또는 원격 컴퓨터로 로딩될 수 있다.

[0097] 바람직하게는, PHHM의 프로세서는 사용자로 하여금 PHHM을 임의로 사용할 수 있도록 하기 위해서 사용자에게 가청 또는 가시적 명령을 제공하기에 적합하다. 이러한 경우에 있어서, 프로세서가 적합하여 명령들이 쌍방향이고 신호 수집장치로부터 수용된 신호들을 기초로하고 신호 수집장치가 최선의 위치에 있거나 혹은 올바르게 사용되든지의 여부를 결정하기 위해서 사용될 수 있는 것이 바람직하다.

[0098] 프로세서는 건강 데이터의 양호한 지표를 제공하기 위해서 다중의 측정값들을 취하고 이러한 모든 측정값들을 상관시키기에 적합하다. 센서들로부터 얻은 데이터가 분석되는 하나의 가능한 배열이 표 다음에 설명된다.

[0099] 신체 온도

[0100] 심부 온도의 측정의 정확성은, 예를들어 PHHM을 사용자의 귀에 대고 센서가 따뜻한 장소를 향하도록 보장하기 위해 이동하는 경우에, 최대 온도판독을 제공하기 위해서 PHHM을 이동시키도록 사용자에게 명령하기 위해서 가청 또는 가시적 피드백을 제공하기 위해 PHHCD의 프로세서를 채택함으로써 개선될 수 있다.

[0101] 바람직하게는, 온도센서는 PHHM에 위치하고 그래서 PHHM은 귀와 같이 온도가 측정되는 신체부분을 덮을 수 있다. 이 경우에 있어서, 사용시에, 초안은 PHHM의 존재에 의해서 배척되기 때문에, 온도는 심부온도로 상승할 것이다. 온도센서는 PHHCD에서 소리를 재생성하는데 사용되는 확성기나 다른장치와 병치되거나 결합될 것이다.

[0102] 바람직하게는, 상기 프로세서는 수초 동안에 측정된 온도를 기록하기에 적합하고 기대된 평형온도로 추정하기 위해서 수학적 모델을 사용하기에 적합하다.

[0103] PHHM의 프로세서는 사용자의 심부 신체온도의 측정을 제공하기 위해서 온도센서로부터 받은 신호들을 분석하기에 적합하다. 프로세서는 심부온도의 경향 및 진단값의 다른 파생된 정보를 알아내기 위해서 분석을 수행하기에 적합할 것이다.

[0104] 맥박수

[0105] 각각의 맥박시간은 심장수축의 개시를 나타내는 전기신호와, 장치가 가압되는 신체부분에서의 심장수축시 맥박의 도달시간으로부터 결정되는데, 이것은 폐색수단에서 압력센서나 힘센서에 작용하는 압력에 의해서 그리고 광학센서 및/또는 음향센서에 의해서 탐지되는 흡수피크에 의해서 나타내어진다.

[0106] 이러한 센서들의 각각으로부터 받은 모든 데이터와 양립할 수 있는 평균 맥박수는 PHHCD의 프로세서가 작동하기에 적합한 최적화한 수학적 알고리즘에 의해서 발견된다. 이것은 가중치를 고려한 간단한 최소 제곱 차 계산이 되거나, 가장 가능성있는 추정치를 알아내기 위하여 베이지안 추정기 또는 다른 최적화 기술을 사용할 수있다.

[0107] 맥박 부정맥

[0108] 부정맥은 맥박들 사이의 간격의 변화를 언급하기 위해 사용되는 용어이다. 그러한 변화들의 패턴들은 가치있는 진단툴이다.

[0109] 변화들은 평균 맥박수를 알아내기 위해서 사용되는 것과 동일한 데이터로부터 최적화한 수학적 알고리즘을 다시 임의로 사용하여 얻어질 것이다.

[0110] 혈압

[0111] 혈압은 펄스파 속도, 펄스 볼륨, 혈압측정 및 맥박수의 4가지 다른 타입의 증거로부터 얻은 데이터를 결합하여 측정될 것이다. 혈압측정은 2개의 다른 측정치들, 즉 압력센서와 혈액 광센서(들)로부터 얻은 고주파 신호들로부터 유도된다.

[0112] 사용자의 키, 몸무게, 나이와 성별과 같은 외부 데이터가 또한 이용될 것이다. 그러므로, 혈압의 가장 신뢰성있는 측정값을 얻기 위해서 베이스 평가자와 같은 최적화한 수학적 알고리즘을 이용하여 결합될 데이터의 몇몇 및 5개의 측정값들이 존재한다.

[0113] 결과로 얻은 값들은 측정이 이루어진 신체부분의 위치에서 심장수축 및 심장확장 혈압이다. 다른 진단정보는 추가적인 수학적 모델에 의해서 신호들로부터 추출될 것이다. 예를 들면, 분석은 종래의 팔복 기반 혈압계에 의해서 얻은 측정값들과의 직접적인 비교를 허용하기 위해서 상부 팔과 같은 신체의 다른 지점에서 혈압을 계산할 것이다. 대동맥 및 동맥에서 혈압을 계산할 수도 있다.

[0114] 임의로, PHHM은 테스트할 동맥을 탐지하기 위해서 추가의 온도센서를 포함할 것이다.

[0115] 혈압의 측정값들 각각은 아래에서 설명된다.

[0116] 펄스파 속도

[0117] 펄스파(PWV)는 펄스파 전이시간(PWTT)으로부터 유도될 수 있다.

[0118] 혈압(BP)을 측정하기 위해서 PWV를 사용하는 것은 1995년부터 유사한 주제로 작업한 참조문헌(Padilla J et al., "Pulse Wave Velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study on healthy volunteers" Cardiovasc. Eng. (2009) 9: 104-112)에서 Padilla 등에 의해서 상세하게 설명되었고, 그것은 2000년에 BP의 측정을 위해서 사용한다.

[0119] 이 기술은 1999년 2월 2일자로 허여된 미국특허 제 5,865,755 호에 개시되어 있다. 이것은 동맥을 따라서 이동하는 혈액 펄스의 속도가 동맥혈압의 함수라는 관찰에 의존한다.

[0120] 바람직하게는, PHHM의 프로세서는 전기센서와 PPG센서로부터 얻어진 신호들로부터 PWV의 측정을 유도하기에 적합하다. 프로세서는 전기센서로부터 얻은 신호를 처리하기에 적합하다.

[0121] 프로세서는 심장수축(심장 박동)이 개시되는 시점의 표시를 제공하고 산소화 신호에서 피크가 발생하는 시간(펄스가 측정지점에 도달하는 시간을 나타냄)을 결정하기 위해서 광센서로부터 나오는 신호를 처리하기에 적합하다.

[0122] 이들 사이의 간격은 심장으로부터 측정지점(PWTT) 까지 이동하기 위한 펄스에 대한 시간의 측정이다. 프로세서는 손목이나 손의 말단에서 측정을 위해 통상적으로 300ms인 이 시간적인 간격과 관련하여 BP를 결정하기에 적합하다.

[0123] 바람직하게는, 프로세서는 PWV를 측정하기 위해서 다음과 같은 정보의 2종류를 이용하게 하기에 적합하다: 전기 개시신호와 심장의 수축 개시 사이의 시간지연; 및 심장과 측정지점 사아의 경로의 길이.

[0124] 바람직하게는, 프로세서는 윤곽(무선신호에서의 탐지와 유사함)를 추출하고 심장수축의 개시를 나타내는 포인트를 알아내기 위해서 한계 세트를 이용하기 위해서 음향신호를 분석하기에 적합하다.

[0125] 실제에 있어서, 이것은 첨부도면의 도 4에 나타낸 바와 같이, 이것은 배경 및 피크에서 변화의 한정된 부분에 있을 수 있으며, 수직한 화살표는 생리적 전기 개시 신호 및 심장수축을 개시하는 것에 반응하는 심장의 시간을 나타낸다. 이것은 통상적으로 전기 개시신호 후에 수 십 밀리초이다. 이와는 달리, 프로세서는 보다 양호한 측정을 만들기 위해서 곡선을 파형에 부합시키기에 적합하다.

[0126] 이와는 달리, 시간지연은 경동맥 및 손가락과 같이 신체의 다른 두부분에 대하여 PWTT를 측정함으로써 측정될 것이다. 시간지연은 심장으로부터 신체의 다른 두부분까지의 경로길이의 통상적인 비율의 지식을 통해서 알 수 있다.

[0127] 바람직하게는, PHHM은 비휘발성 메모리에서의 시간지연을 저장하기에 적합하다. 이것은 측정될 때나 혹은 키패드나 터치스크린, 바람직하게는 PHHCD의 보통의 키패드나 터치스크린을 사용하여 사용자가 입력함으로서 자동적으로 저장될 것이다.

[0128] 바람직하게는, PHHM은 심장과 측정 포인트 사이의 경로의 길이와 관련된 값을 비휘발성 메모리에 저장하기에 적합하다. 이것은 키패드나 터치스크린을 사용하여 사용자가 입력함으로써 메모리에 입력될 것이다. 입력된 값은 길이의 정확한 측정이 되거나 혹은 사용자의 키와 같이 실제 길이에 대략적으로 비례하는 값이 될 것이다.

[0129] 펄스 볼륨

[0130] 펄스 볼륨은 혈액 광센서(PPG)로부터 유도될 것이다. BP를 측정하기 위하여 PPG를 사용하는 것은 2003년 9월 17~21일 멕시코 칸쿤에서 개최한 IEEE EMBS에서 X. F. Teng와 Y. T. Zhang에 의해서 보고되었다. 기본적인 기술은 1992년 8월 25일자로 허여된 미국특허 제 5,140,990 호의 과제였다. 심장수축 동안에 적외선 흡수의 변화는 동맥의 볼륨에서의 변화의 측정이며, 이것은 동맥 내의 압력과 관련된다. 추가의 데이터는 피크하에 전체 영역의 분석과 같이 심장수축 동안에 흡수 피크의 형상의 분석으로부터 유도될 것이다.

[0131] 바람직하게는, 산소화된 혈액에 대한 신호에 있어서, PHHM의 프로세서는 피크 아래의 영역, 키의 절반높이에서의 폭과 키와 어깨의 폭으로부터와 같이 곡선의 형상으로부터 직접적이고 반영된 압력 파형의 타이밍 및 상대적인 진폭과 같은 혈류의 특성들을 유도하기에 적합하다. 임의로, PHHM의 프로세서는 신체부분에 대한 위치와 조명에서의 변화의 영향을 줄이기 위해서 이것들의 비율을 계산하기에 적합하다.

[0132] PHHM의 프로세서는 측정지점에서 심장수축과 심장확장의 직접적인 측정을 제공하기 위해서 PPG 센서로부터 나

오는 신호들을 분석하기에 적합하다.

[0133] 혈압측정(동맥 폐쇄)

[0134] 혈압측정은 100년 이상 사용된 BP 측정을 위한 성숙한 기술이다. 동맥이 뛰고있는 신체부분 주위의 소매끝동에 가변적인 외부압력이 인가된다. 혈압은 심장수축 동안에 동맥의 단면적을 줄이고 혈액의 흐름을 제한한다.

[0135] 혈압측정은 신체부분을 둘러싸는 소매끝동에서 통상적으로 실시되고, 모든 혈액의 흐름이 중단되는 압력으로 팽창되고 그 압력은 서서히 해제된다. 심장수축시 BP는 혈액의 흐름을 완벽하게 폐쇄하는 최소 압력을 발견함으로써 측정된다. 확장기 BP는 폐색을 일으키지않는 최대압력을 발견함으로써 측정된다. 통상적으로 혈액의 유동은 혈액이 유동하는 소리(코로토코프음)를 듣기 위해서 청진기를 사용하여 숙련된 의사에 의해서 탐지된다.

[0136] 자동적인 혈압측정은 혈액 흐름에 의해서(오실로 방법, 예를 들어 Freescale Application Note AN 1571, "Digital Blood Pressure Meter" 참조) 또는 피부의 작은 움직임을 광학적으로 감지함으로써 발생한 소매끝동에서의 압력요동을 탐지하는 것에 의해서 혈류을 탐지한다. 이러한 요동의 크기는 폐색의 정도를 나타낸다. 최근에는, PPG는 펄스 볼륨의 측정과 혈압측정을 결합하는 것으로 사용되어 왔다(Reisner 등의 "Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring" Anesthesiology 2008; 108:950~8 참조).

[0137] 신호 수집장치는 유체충진 패드, 스트랩 또는 버튼의 상기한 3가지 폐색수단중 어느 하나를 사용할 것이다. 심장수축 및 심장확장 압력을 결정하기 위해서 압력 요동 및 펄스 볼륨의 측정을 이용한다.

[0138] 종래의 혈압측정과는 달리, 혈액 흐름은 압력 및 알려진 수학적 방정식에 대입한 데이터의 범위에서 임의의 순서로 검출될 수 있다.

[0139] 프로세서는 수학적 방정식에 대한 양호한 대입을 제공하기 위해서 압력의 충분히 넓은 범위를 커버하도록 신체부분에 인가되는 힘을 변화시켜서 사용자에게 가청 또는 가시적 명령들을 제공하기에 적합한 것이 바람직하다. 예를 들면, 만약 사용자가 심장수축 동안에 혈액 세포를 완전히 폐색하기 위해서 버튼, 스트랩 또는 패드에 대하여 충분히 가압하지 않으면, 장치는 폐색수단에 사용자가 강하게 압력을 가하도록(또는 그 반대로) 명령을 제공하도록 프로그램될 것이며, 그래서 원하는 데이터를 얻을 수 있다.

[0140] 이러한 능력은 폐색수단에 인가된 압력이 분명하게 임의적으로 될 수 있게 한다. 혈압 모니터링을 수행하는데 있어서, 사용자는 위에서 언급한 버튼, 패드 또는 스트랩에 인가된 압력을 임의의 방식으로 변화시킬 것이다. 그러나, 혈압 유동 센서로부터 얻은 데이터는 혈류량과 압력 사이의 알려진 이론적 관계에 측정된 데이터를 대입하도록 버튼, 패드 또는 스트랩의 압력센서로부터 나오는 신호와 상관될 수 있다(예를 들어, eisner("Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring" Anesthesiology 2008; 108:950~8)의 954 페이지에 나타낸 모델 참조).

[0141] 맥박수

[0142] 맥박수는 별도로 측정되며 혈압의 지표로서 사용될 수 있다. Al Jaafreh ("New model to estimate mean blood pressure by heart rate with stroke volume changing influence", Proc 28th IEEE EMBS Annual Intnl Conf 2006)는 맥박수(HR)와 평균 혈압(MBP) 사이의 관계는 비선형("The relationship between heart rate (HR) and mean blood pressure (MBP) is nonlinear")이라고 결론지었다. 그 논문은 스트로크 볼륨이 비선형성의 일부를 보상 할 수 있다는 것을 보여준다. 스트로크 볼륨은 별도로 측정되고(하기 참조) 개인 데이터가 또한 이용될 것이다.

[0143] 혈액 산소

[0144] 혈액 광센서는 혈액 산소수준을 측정하기 위해서 PPG를 이용할 수 있다. 적어도 4개의 변수들이 2개 파장하에서 측정된 흡수로부터 유도될 것이다. 이것들은 심장수축 및 심장수축들 사이에서 각각의 파장하에서 탐지된 신호의 진폭이다. 표 2의 화살표는 이들로부터 유도된 값들중 하나를 나타내는데, 피크의 높이는 심장수축시 산소화된 혈액 신호에서의 변화에 대응한다. 이러한 4개의 값들은 혈액의 산소화를 측정하기 위해서 분석될 것이다(예를 들어 Azmal 등의 "Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography signal", Intl, Conf. on Biomedical and Pharmaceutical Engineering 2006, 504~7 참조).

[0145] 펄스파 속도

[0146] 펄스파 천이시간은 위에서 설명한 바와 같이 측정되고 펄스파 속도의 측정으로 변환된다. 이 정보는 숙련된 의사에게는 특히 본 발명의 신호 수집장치로부터 얻을 수 있는 모든 다른 데이터를 고려했을 때 직접적인 진단 값

이다.

[0147] 호흡주기

[0148] 호흡주기의 상태는 본 발명에 의해서 측정가능한 다음의 데이터 세트의 몇몇으로부터 탐지될 것이다:

[0149] · 맥박수(전기센서 및 혈액 광센서에 의해서 측정됨, 상기 참조)

[0150] · 평균 혈압(상기 참조); 및

[0151] · 심장수축 펄스의 진폭(PPG에 의해서 측정됨, 상기 참조).

[0152] 이러한 측정값들의 모든것의 결과는 호흡주기의 진폭과 위상의 가장 신뢰할만한 설명을 얻기 위해서 베이스 평가자와 같은 최적화된 수학적 알고리즘을 사용하여 결합될 것이다.

[0153] 혈류량/심장 박출량

[0154] 각각의 펄스시에 심장에 의해서 펌핑되는 볼륨은 초음파 스캔을 사용하여 통상적으로 측정된다. 대동맥의 단면적은 도플러 쉬프트로부터 얻은 유량과 이미지로부터 측정된다. 이것은 성숙하고 저렴한 기술이지만, 의사의 집무실에서만 유용하다.

[0155] 초음파가 쉽게 유용화되기 전에, 편리하고 거의 비-침습성의 기술은 혈액이신체 주위를 순환하는데 걸린 시간을 측정하는 것이었다. 이것은 각각의 펄스시에 펌핑된 볼륨과 맥박수에 관련된다.

[0156] 이 기술은 팔의 정맥에 주입되는 강한 맛이지만 무해한 화학 물질과 환자의 혀에 도달하기전에 측정된 시간을 이용하였다.

[0157] 본 발명은 호흡주기를 교란시킴으로써 유사한 측정이 이루어지게 할 수 있다. PHHCD는 사용자의 숨을 참도록 사용자에게 명령하기에 적합하다. 폐에 있는 산소의 수준은 떨어지기 시작하고 폐에 있는 혈액의 산소화도 저하된다. 일단 혈액이 측정이 이루어진 신체 지점에 도달하면, 혈액 산소수준은 떨어지는 것을 볼 수 있다. 시간 간격은 경로 길이에 대하여 추정되거나 입력된 데이터와 결합되는 경우에 유속의 측정이 된다. PHHCD는 사용자에게 다시 숨을 쉬도록 명령하고 혈액의 산소수준이 다시 상승하기 시작하는 시간이 또한 측정될 것이다.

[0158] 원격 데이터 처리

[0159] PHHM은 외부의 데이터 처리없이 위에서 열거한 "생명 징후"의 어느 조합 혹은 모두의 측정을 가능하게 하고 디스플레이할 수 있다. 추가적인 특징들과 개선된 정확성은 인터넷, 휴대폰 네트워크 또는 다른 통신수단에 연결하도록 PHHCD의 통신능력을 사용하여 외부 데이터처리에 의해서 제공될 것이다.

[0160] 바람직하게는, 본 발명에 따른 각각의 PHHM은 독특하고 변경할 수 없는 전자적으로 판독가능한 식별자를 갖는다. 이것은 제조 또는 테스트과정 동안에 제공될 것이다. 또한, 각각의 PHHM은 그 장치에게는 독특한 방식으로 측정된 데이터를 암호화하기 위해서 전기회로망을 바람직하게 포함한다.

[0161] 본 발명의 일 실시 예에 있어서, PHHCD는 PHHM이 처음으로 사용될 때 독특한 식별자를 판독하고 인터넷에 의해서 원격 보안 데이터 서비스(RSDS)에 식별자를 전달한다. RSDS는 PHHM으로부터 데이터를 추출하기 위해서 필요한 소프트웨어, 보정 데이터 및 암호화 키를 PHHCD에 다운로드한다. 이것은 PHHM을 PHHCD 내로 설치하고 최종 테스트하는데 필요한 시간을 최소화하고 신호 수집장치의 적절한 보정을 보장하기위한 매우 신뢰성있는 방식이다. PHHCD는 예를 들어 가시적인 디스플레이나 가시적인 방식으로 측정 데이터를 사용자에게 통신시키도록 바람직하게 프로그램된다. 바람직하게는,통신은 가시적인 디스플레이를 거쳐서 이루어진다. 필요한 경우, 프로세서는 프로그래밍되어 디스플레이는 측정된 매개변수(들)을 보여줄 뿐만아니라 측정된 매개변수(들)에 있는 경향을 보여준다.

[0162] 임의적으로, 소프트웨어는 시간제한이 있어서 사용자로 하여금 고정된 기간 후에는 그것을 RSDS와 함께 재허가받도록 하는 것을 요구한다. 임의적으로, 사용자는 능력의 일부 또는 전부가 유용하게 되는데 필요한 라이센스 비용을 지불하는 것이 요구된다.

[0163] 이와는 달리, 암호화 키 및 보정 데이터는 RSDS에 의해서 보유될 것이다. PHHCD는 분석을 위해서 PHHM으로부터 암호화된 원 데이터를 RSDS로 전달한다. 그러면, RSDS는 후속처리 및 디스플레이 하기 위해서 암호화되고 보정된 데이터를 사용자에게 리턴한다.

[0164] RSDS는 높은 정확도를 얻고 추가적인 진단이나 지표 데이터를 유도하기 위해서 측정된 데이터의 후속처리를 수

행할 것이다. 이러한 데이터는 사용자에게 디스플레이하기 위해서 PHHCD에 전달된다.

[0165] PHHCD는 또한 예를 들어 사용자의, 임상의, 헬스 케어 공급자의 또는 취득한 신호나 측정값들이 원격으로 처리될 수 있는 보험 회사의 컴퓨터 시스템과 같은 원격 위치로 취득한 신호 또는 유도된 측정 값을 송신하도록 또는 정확한 분석을 제공하는 인스턴스, 또는 자동적으로 또는 숙련된 의사에 의해 해석될 분석의 결과를 위해서 RSDS에 의해서 프로그래밍될 수 있다. 만약 프로세서가 그렇게 프로그래밍되면, 상기한 바와 같이 그러한 분석의 결과들을 수용하고 그러한 결과들을 사용자에게 디스플레이하도록 프로그래밍 될 것이다.

[0166] PHHCD는 PHHM으로부터 나오는 데이터에 대한 제 3자 응용(통상적으로 "apps"로 알려짐) 접근을 허용하도록 RSDS에 의해서 프로그래밍될 것이다. 그러한 허용은 라이센스 비용의 지불이나 app가 관련 규제 기관에 의해 승인받는 것이 필요하다.

[0167] PHHCD는 실행을 위한 정상적 범위나 추천과 같이 유도된 측정값(들)과 관련된 정보를 제공하도록 프로그래밍될 것이다.

[0168] RSDS는 PHHM으로부터 나오는 많은 측정값들을 저장하고 사용자를 위해서 트렌드와 다른 파생된 정보를 분석하기 위한 서비스를 제공할 수 있다. 이것은 데이터에서 상당한 변화의 발생시에 자동적인 경고 서비스를 제공하도록 연결될 것이다. 또한, 신호나 측정값들은 익명처리되고 본 발명의 모든 PHHM의 그룹들로부터 수집되어 연구목적으로 사용될 수 있다.

[0169] 물리적 구성

[0170] 상기한 바와 같이 다수의 다른 센서들 및 수단이 PHHM 내로 통합될 수 있다. 이들은 개별적으로 혹은 둘 또는 그 이상의 센서들의 조합으로 통합될 수 있다. 예를 들면, 패드, 스트랩 또는 버튼에 의해서 인가된 압력, 또는 패드, 스트랩이나 버튼에 인가된 압력을 측정하기 위한 센서, 압력이 인가되는 신체부분에서 혈류를 측정하기 위한 광센서, 그리고 맥박수를 측정하기 위한 전기센서의 조합은 혈압을 결정하기 위하여 보다 정확한 데이터를 제공하는데 특히 유용하다. 바람직하게는, PHHM은 하나 또는 그 이상의 주문형 집적회로(ASIC), 하나 또는 그 이상의 마이크로 엔지니어링 측정시스템(MEMS) 및/또는 포토-이미터 및/또는 광검출기를 통합한것이다. 이것들은 단일 패키지로서 별도의 실리콘 장치들로서 통합되거나, 아니면 이들중 몇몇 또는 모두가 하나 또는 그 이상의 실리콘 장치들에 통합될 것이다. 그러한 통합은 비용감소, 신뢰성 개선, 크기 축소 및 질량과 전력소비 감소를 포함한 여러 장점들을 제공할 것이다.

[0171] 바람직하게는, PHHM은 보정 및 작동을 위하여 PHHCD의 다른 능력들을 이끌어낸다.

[0172] 이러한 3개 실시 예들의 상세한 설명은 단시 설명을 위해서 제공된 것이며, 본 발명의 영역은 이러한 상세한 설명으로 제한되지는 않으며, 본 발명의 영역은 첨부된 특허청구범위에서 기재한 것에 해당되는 것임을 명백하게 알 수 있을 것이다.

[0173] 도 5는 본 발명의 일 실시 예인 모듈과 이 모듈이 휴대폰에 설치된 상태를 상세하게 나타낸다. 모듈 케이스(9)의 단부위로 유연항 벨로우즈(1)가 밀봉된다. 벨로우즈(1)는 불활성의 투명한 액체로 채워진다. 벨로우즈는 중앙이 투명하며, 투명한 영역 주위로 손가락과의 전기적 접촉을 만들기 위해서 금속화부분이 제공된다. 금속화는 전기적 접촉을 개선하기 위해서 마이크로피라이드나 다른 거친 구조물을 사용할 것이다.

[0174] 하나 또는 그 이상의 광-이미터들(2)은 벨로우즈(1)를 통해서 빛(점선으로 나타냄)을 전달한다. 하나 또는 그 이상의 광센서들(3)은 벨로우즈(1) 상에 가압되는 손가락(15)으로부터 후방으로 산란되는 빛을 탐지한다.

[0175] 압력센서(4)는 액체에서의 압력을 측정한다. 온도센서(5)는 모듈 위의 시야에 있는 물체의 온도를 탐지한다.

[0176] 금속부분, 광-이미터(들), 광센서(들), 압력센서 및 온도센서는 컨트롤 및 인터페이스 전자유닛(6)에 모두 연결된다. 이러한 유닛으로부터 나오는 케이블(7)은 I2C 인터페이스 스탠다드를 사용하여 휴대폰 프로세서에 연결된다. 제 2 케이블(8)은 다른 손가락과의 전기적 접촉을 만들기 위해서 사용된 휴대폰 상의 패드(12)에 이 유닛을 연결한다.

[0177] 광-이미터(들), 광센서(들), 압력센서, 온도센서, 및 전자 유닛은 별도의 실리콘 칩이 되거나 또는 이들중 몇몇 혹은 전부가 단일 칩 내로 결합될 수도 있다.

[0178] 이 모듈은 스크린(11) 위의 휴대폰 케이싱(12)의 상부에 위치한다. 손가락을 다른 손의 손가락에 연결하기 위한

패드(14)가 휴대폰 케이스의 바닥에 위치한다. 사용자는 측정을 하기 위해서 손가락(15)을 벨로우즈(1)에 대하여 가압한다. 온도센서는 윈도(16) 뒤에 있다.

[0179] 도 6은 본 발명의 다른 실시 예인 제 2 모듈과 이 모듈이 휴대폰에 설치된 상태를 상세하게 나타낸다. 모듈 본체(29)에는 연장불가능한 스트랩(21)이 부착된다. 스트랩의 표면은 사용자의 손가락과 전기적 접촉을 형성하기 위해서 금속화된다.

[0180] 하나 또는 그 이상의 광-이미터들(22)이 스트랩 뒤로 빛(점선으로 나타냄)을 전달한다. 하나 또는 그 이상의 센서들(23)은 손가락 뒤로 산란된 빛을 탐지한다. 스트랩의 일단부가 부착되는 지점 아래에서 모듈 본체에는 슬롯(24)이 존재한다. 이 슬롯에 의해서 형성되는 빔은 스트랩에 힘이 가해질 때 변형되고, 이 변형은 변형계(25)에 의해서 측정된다. 근접 센서(31)는 스트랩으로부터 모듈 본체까지의 거리를 측정한다. 온도센서(26)는 모듈 위의 시야에 있는 물체의 온도를 탐지한다.

[0181] 금속부분, 광-이미터(들), 광센서(들), 변형계, 근접 센서 및 온도센서는 컨트롤 및 인터페이스 전자유닛(30)에 모두 연결된다. 이러한 유닛으로부터 나오는 케이블(27)은 I2C나 다른 인터페이스 스탠다드를 사용하여 휴대폰 프로세서에 연결된다. 제 2 케이블(28)은 사용자의 다른 손가락과의 전기적 접촉을 만들기 위해서 사용된 휴대폰 상의 패드(34)에 이 유닛을 연결한다.

[0182] 광-이미터(들), 광센서(들), 변형계, 근접 센서, 온도센서 및 전자유닛은 별도의 실리콘 칩이 되거나 또는 이들 중 몇몇 혹은 전부가 단일 칩 내로 결합될 수도 있다.

[0183] 이 모듈은 스크린(33) 위의 휴대폰 케이싱(32)의 상부에 위치한다. 다른 손의 손가락에 연결하기 위한 패드(34)가 휴대폰 케이스의 바닥에 위치한다. 사용자는 측정을 하기 위해서 손가락(35)을 스트랩에 대하여 가압한다. 온도센서는 윈도(36) 뒤에 있다.

[0184] 도 7은 본 발명의 다른 실시 예인 제 3 모듈과 이 모듈이 휴대폰에 설치된 상태를 상세하게 나타낸다. 모듈 본체(49)의 일단부에는 연장가능한 스트랩(41)이 부착되고 다른 단부에는 스트랩이 스프링(44)과 롤러(45) 위로 위치한다. 스프링내에는 센서(도시되지 않음)가 그것의 길이를 측정하기 위해서 제공된다. 스트랩의 표면은 사용자의 손가락과 전기적 접촉을 형성하기 위해서 금속화된다.

[0185] 하나 또는 그 이상의 광-이미터들(42)이 스트랩 뒤로 빛(점선으로 나타냄)을 전달한다. 하나 또는 그 이상의 광센서들(43)은 손가락 뒤로 산란된 빛을 탐지한다.

[0186] 근접 센서(51)는 스트랩으로부터 모듈 본체까지의 거리를 측정한다. 온도센서(46)는 모듈 위의 시야에 있는 물체의 온도를 탐지한다.

[0187] 금속부분, 광-이미터(들), 광센서(들), 스프링 길이센서, 근접 센서 및 온도센서는 컨트롤 및 인터페이스 전자유닛(50)에 모두 연결된다. 이러한 유닛으로부터 나오는 케이블(47)은 I2C나 다른 인터페이스 스탠다드를 사용하여 휴대폰 프로세서에 연결된다. 제 2 케이블(48)은 사용자의 다른 손가락과의 전기적 접촉을 만들기 위해서 사용된 휴대폰 상의 패드(54)에 이 유닛을 연결한다.

[0188] 광-이미터(들), 광센서(들), 근접 센서, 스프링 길이센서, 온도센서 및 전자유닛은 별도의 실리콘 칩이 되거나 또는 이들중 몇몇 혹은 전부가 단일 칩 내로 결합될 수도 있다.

[0189] 모듈은 스크린(53) 위에서 휴대폰 케이싱(52)의 상부에 위치한다. 다른 손의 손가락을 연결하기 위한 패드(54)는 휴대폰 케이싱의 바닥에 위치한다. 사용자는 측정을 하기 위해서 손가락(55)을 스트랩에 대하여 가압한다. 온도센서는 윈도(56) 뒤에 있다.

[0190] 도 8은 본 발명의 다른 실시 예인 제 4 모듈과 이 모듈이 휴대폰에 설치된 상태를 상세하게 나타낸다. 버튼(62)이 판(61) 내로 삽입되어 버튼(62)의 상부는 판과 같은 높이를 이룬다. 버튼(62)은 힘 센서(63) 상에 놓인다. 하나 또는 그 이상의 광-이미터들(64)이 버튼(62)의 상부를 통해서 빛(점선으로 나타냄)을 전달한다. 하나 또는 그 이상의 광센서들(65)이 버튼(62) 위로 가압되는 손가락으로부터 후방으로 산란되는 빛을 탐지한다. 버튼(62)의 상부는 금속화(도시되지 않음)되어 있다.

[0191] 금속부분, 광-이미터(들), 광센서(들), 및 힘 센서는 컨트롤 및 인터페이스 전자유닛(66)에 모두 연결된다. 이러한 유닛으로부터 나오는 케이블(67)은 I2C나 다른 인터페이스 스탠다드를 사용하여 휴대폰 프로세서에 연결된다. 제 2 케이블(68)은 사용자의 다른 손가락과의 전기적 접촉을 만들기 위해서 사용된 휴대폰 상의 패드(73)에 이 유닛을 연결한다.

[0192] 보정을 위해서, PHHCD는 사용자에 의해서 상방향이나 하방향으로 지향되고, 이 배향은 PHHCD의 현존 센서들을 사용하여 탐지될 것이다. 이러한 2개 배향들에서 버튼의 하중하의 힘 센서의 신호에서의 변화는 힘 센서를 보정하도록 사용될 것이다.

[0193] 온도 센서(690는 버튼(620 내에 포함되거나 또는 별도로 위치하여 버튼(62)에 연결된다. 모듈은 스크린(72) 아래에서 휴대폰 케이싱(71)의 바닥에 위치한다. 다른 손의 손가락을 연결하기 위한 패드(73)는 휴대폰 케이싱의 상부에 위치한다.

[0194] 도 9, 10 및 11은 혈액에 있는 분석물질의 농도를 측정하기 위해서 본 발명의 PHHM에서 사용될 광학적 센서들의 3가지 배열을 나타낸다. 이것은 PHHCD 내로 통합되거나, 아니면 PHHCD에 연결되거나, 또는 그것 자체의 사용자 인터페이스, 전원 및 다른 전자적 기계적 부품들을 구비한 독립장치로서 구성될 것이다. 혈류기능검사 수단이나 기구(도시되지 않음)가 광 빔의 세기를 조절하기 위해서 사용된다. 이러한 3개 도면은 불균일한 광학적 및 다른 부품들을 나타내는데; 이와는 달리 센서는 다수의 광학적 부품들이 투명한 플라스틱으로 이루어진 단일 블록에 형성되는 하나 또는 그 이상의 집적된 광학적 장치들로서 구현될 수도 있다.

[0195] 도 9에 있어서, 광원(81)은 사용될 빛의 스펙트럼 대역을 선택하도록 필터(82)를 통과하는 광의 빔을 전송한다. 스펙트럼 대역은 분석물질에 대한 민감도와 식별성은 최대화하면서 저가의 부품들과 재료들이 사용될 수 있게 선택된다. 빛의 빔은 손가락(84)과 같은 신체부분을 통해서 비추도록 렌즈(83)에 의해서 조준된다. 빔 스플리터(85)는 대조 셀(86)과 샘플 셀(87) 사이에서 빔을 분할한다. 광센서들(88)은 빔이 각각의 셀을 통과한 후에 빔의 세기를 측정한다. 차동 증폭기는 2개의 광센서들 사이에서의 신호의 차이를 증폭하도록 사용될 것이다.

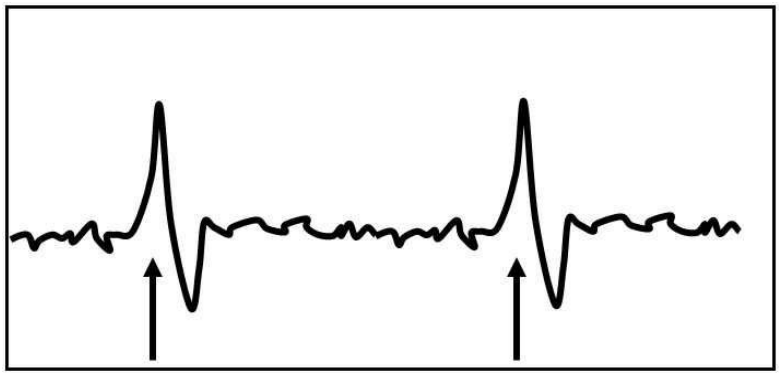
[0196] 도 10은 기체상 분석물질을 함유하는 샘플 셀(96)이 액튜에이터(99)에 의해서 이동되는 다이아프램(109)을 형성하는 하나 또는 그 이상의 벽들을 갖는 다른 실행 예를 나타낸다.

[0197] 도 11은 광원과 탐지기들이 신체부분의 샘플 측에 위치하고 탐지기들은 신체부분으로부터 후방으로 산란되는 빛에 대하여 민감한 다른 실행 예를 나타낸다. 가동 거울(101)은 2개의 고정된 거울들(102)의 각각에 대하여 순차적으로 빛을 반사하여 결국에는 대조 셀이나 샘플 셀로 빛을 반사한다. 하나 또는 그 이상의 광센서들(108)은 셀들을 통과한 빛의 세기를 측정한다.

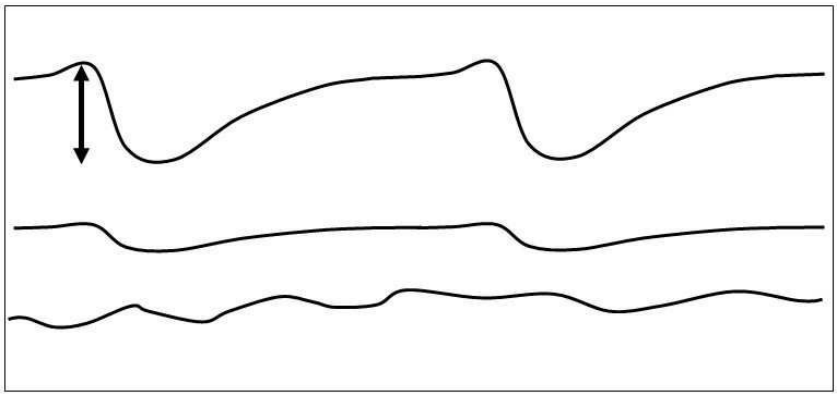
[0198] PHHM의 설명한 실시 예들 모두는 하나 또는 그 이상의 전자부품들(도시되지 않음)을 포함하는데, 이들은 하나 또는 그 이상의 압력센서들, 하나 또는 그 이상의 디지털 변환기들, 하나 또는 그 이상의 온도센서들, 독특한 식별자 및 휴대폰의 전자회로에 대한 인터페이스를 포함할 수 있다.

도면

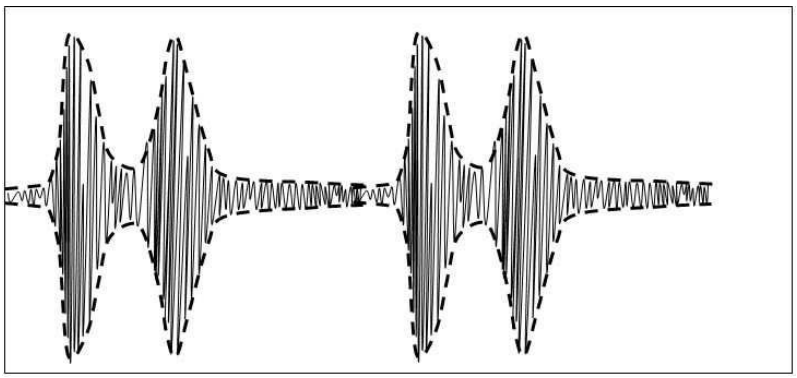
도면1



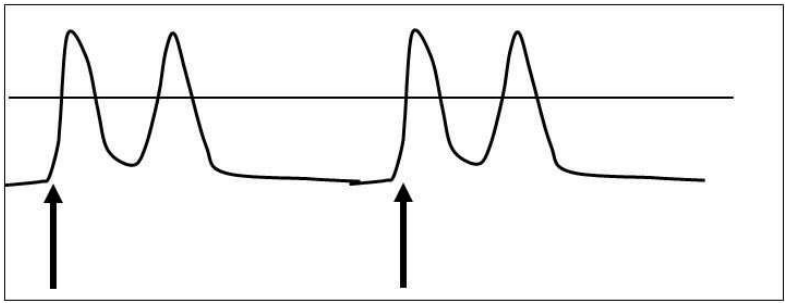
도면2



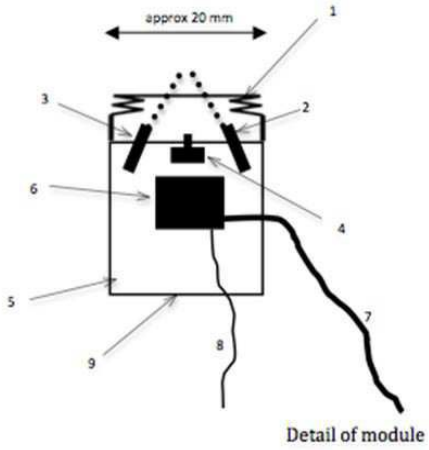
도면3



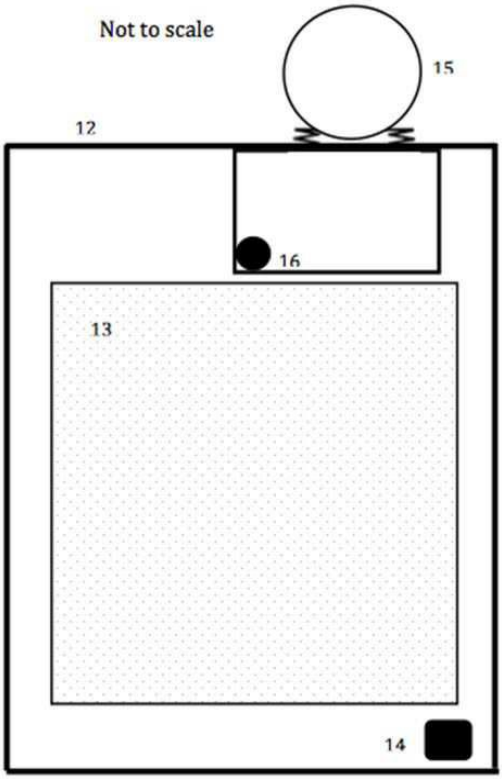
도면4



도면5

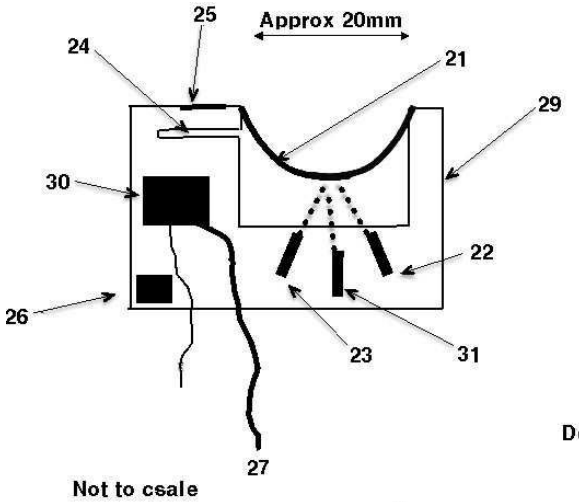


Detail of module



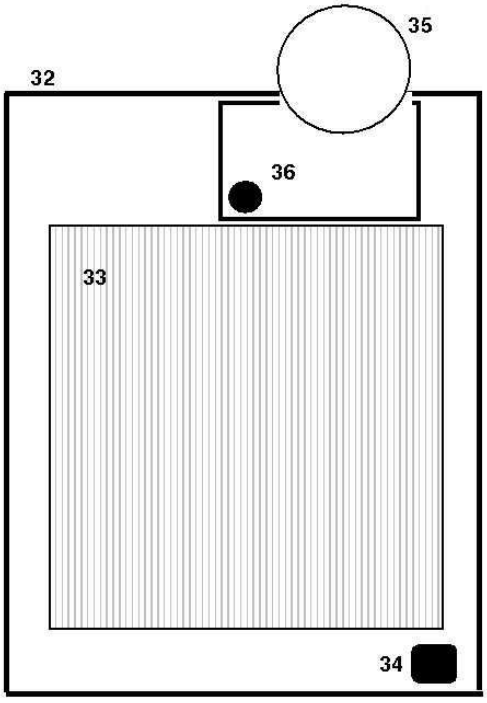
Module installed in a cellphone

도면6



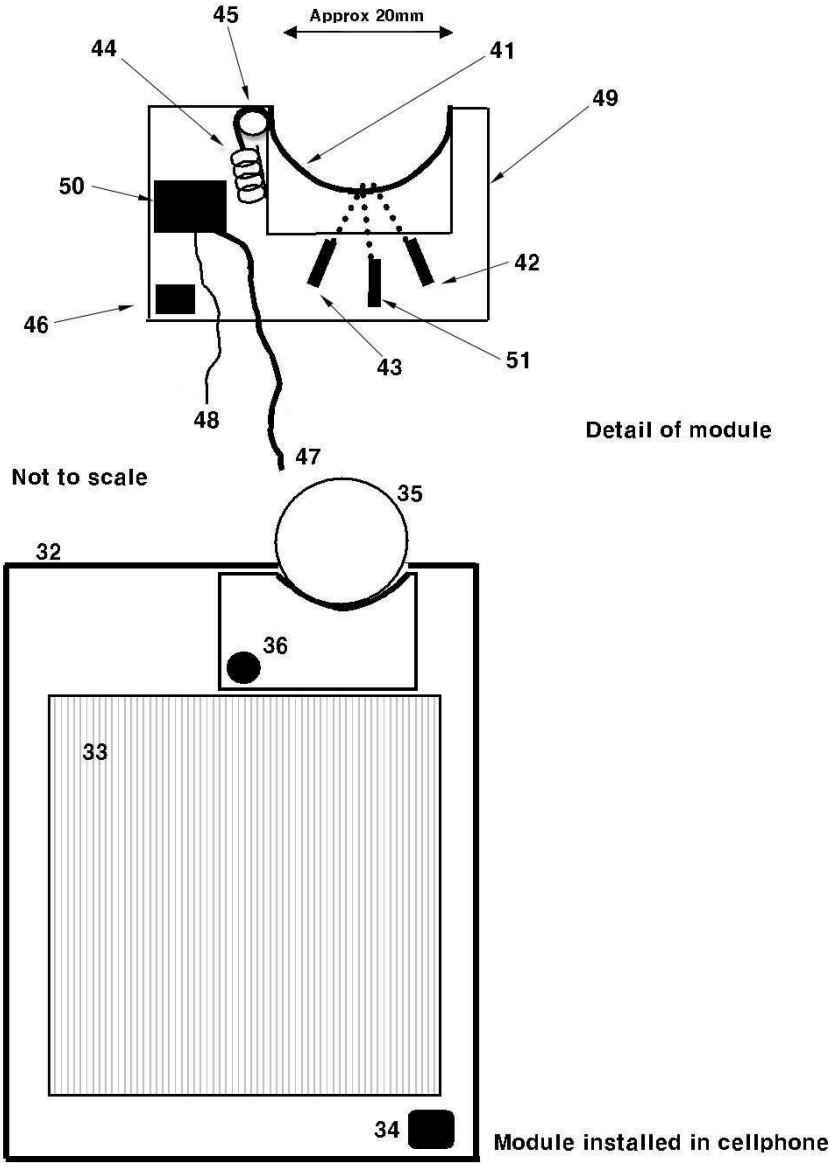
Detail of module

Not to csale

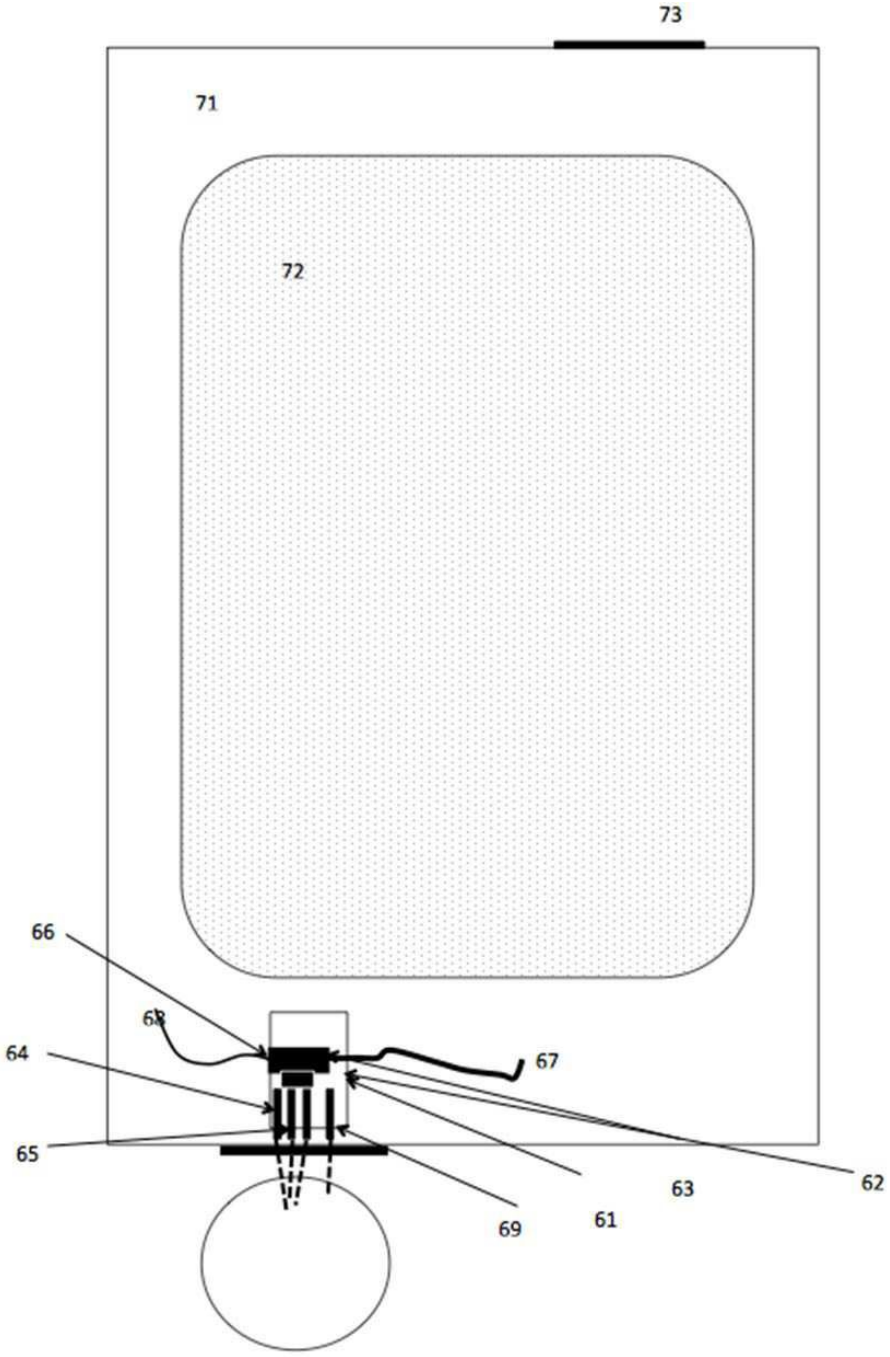


Module installed in cellphone

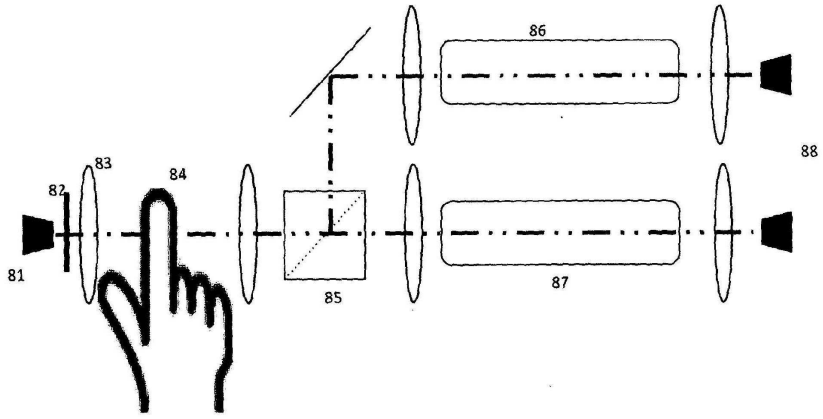
도면7


45
Approx 20mm
44
41
49
50
42
46
43
51
48
47
Not to scale
Detail of module
35
32
36
33
34
Module installed in cellphone

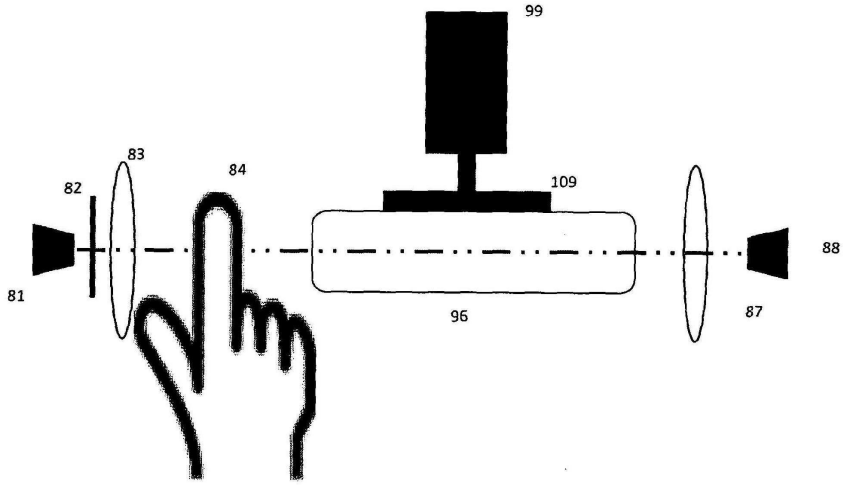
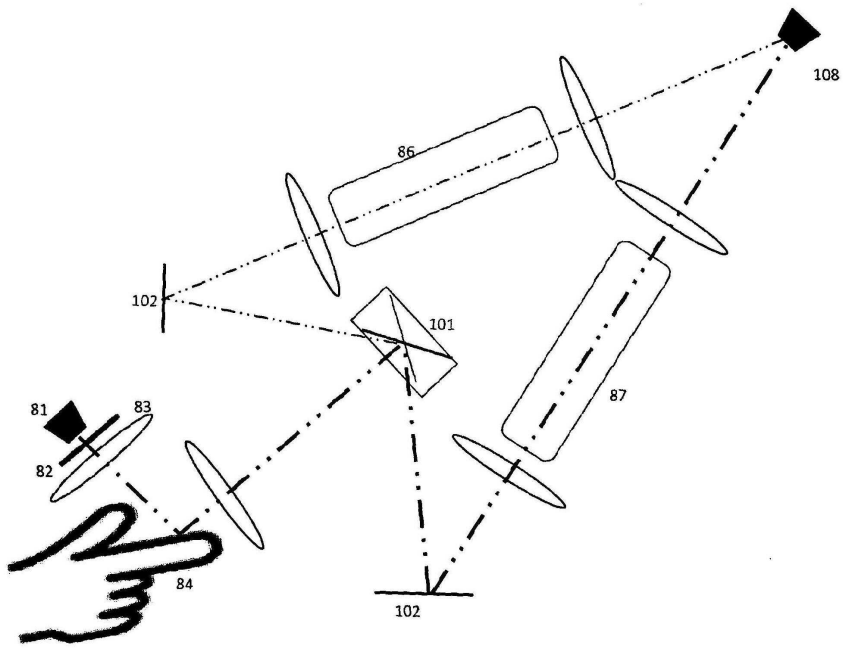
도면8



도면9



도면10



도면11