



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2008년03월11일  
 (11) 등록번호 10-0810989  
 (24) 등록일자 2008년02월29일

(51) Int. Cl.  
**A61B 5/08** (2006.01)  
 (21) 출원번호 10-2002-7013904  
 (22) 출원일자 2002년10월17일  
 심사청구일자 2006년04월12일  
 번역문제출일자 2002년10월17일  
 (65) 공개번호 10-2003-0066322  
 (43) 공개일자 2003년08월09일  
 (86) 국제출원번호 PCT/US2001/012488  
 국제출원일자 2001년04월17일  
 (87) 국제공개번호 WO 2001/78577  
 국제공개일자 2001년10월25일  
 (30) 우선권주장  
 60/197,589 2000년04월17일 미국(US)  
 (56) 선행기술조사문헌  
 US 6047203  
 전체 청구항 수 : 총 65 항

(73) 특허권자  
**바이보메트릭스, 인크.**  
 미국 캘리포니아 93001, 벤츄라, 121 노스 피어 스트리트, 스위트 이  
 (72) 발명자  
**세크너 마빈 에이**  
 미국 플로리다 33319, 마이애미 비치, 300 웨스트 리보 알토 드라이브  
**인만 다나 마이클**  
 미국 플로리다 33318, 마이애미, 759 노스이스트 75th 스트리트  
 (74) 대리인  
**백남훈, 허상훈**

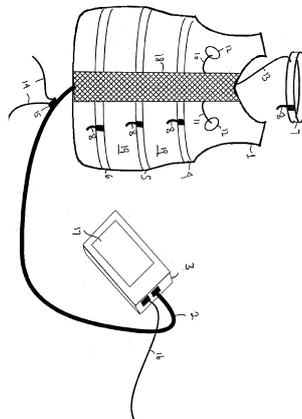
심사관 : 유창용

**(54) 생리학 신호의 보행 모니터링을 위한 시스템 및 방법**

**(57) 요약**

본 발명은 모니터링되는 개인의 복수의 생리학적 파라메타의 보행 및 비침습적 모니터링 분야에 관한 것이다. 본 발명은 모니터링된 개인이 입은 개선된 모니터링 의복을 갖는 생리학적 모니터링 장치를 포함하되, 이 의복은 폐 기능을 반영하는 파라메타, 또는 심장 기능을 반영하는 파라메타, 또는 다른 기관의 기능을 반영하는 파라메타를 모니터링하기 위한 센서가 부착되어 있고, 이 의복은 개인의 정상적인 일일 활동 동안 안락하도록 설계되어 맞추어져 있다. 이 의복은 또한 바람직하게 운동 활동에 적합하다. 센서는 바람직하게 하나 이상의 ECG 리드, 및 적어도 기본적인 심장 파라메타, 기본 폐 파라메타 또는 이들 모두를 바람직하게 모니터링하기 위해 개인에 긴밀히 위치한 도전 루프를 갖는 유도 플레디스모그래피 센서를 구비한다. 모니터링 장치는 또한 센서로부터 데이터를 수신하고 이 데이터를 컴퓨터 관독가능 매체에 저장하기 위한 유닛을 구비한다. 본 발명은 또한 복수의 생리학적 모니터링 장치에 의해 발생된 데이터를 수신, 저장 및 처리하고, 이 저장된 데이터가 개인 및 헬스케어 제공자가 이용할 수 있게 만들기 위한 중앙 데이터 저장장소를 구비하는 시스템을 포함한다.

**대표도 - 도1**



(81) 지정국

국내특허 : 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아 헤르체고비나, 바베이도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그루지야, 헝가리, 이스라엘, 아이슬란드, 일본, 케냐, 키르기스스탄, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 리베이라, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아공화국, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 슬로베니아, 슬로바키아, 타지키스탄, 투르크멘, 터어키, 트리니다드토바고, 우크라이나, 우간다, 우즈베키스탄, 베트남, 폴란드, 포르투갈, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 아랍에미리트, 안티구와바부다, 코스타리카, 도미니카, 알제리, 모로코, 탄자니아, 남아프리카, 벨리즈, 모잠비크, 콜롬비아, 그라나다, 가나, 감비아, 크로아티아, 인도네시아, 인도, 시에라리온, 짐바브웨, 세르비아 앤 몬테네그로

AP ARIPO특허 : 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 스와질랜드, 우간다, 시에라리온, 가나, 감비아, 짐바브웨, 탄자니아, 모잠비크

EA 유라시아특허 : 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르기스스탄, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크멘

EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 독일, 덴마크, 스페인, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투갈, 스웨덴, 핀란드, 사이프러스, 터어키

OA OAPI특허 : 부르키나파소, 베닌, 중앙아프리카, 콩고, 코트디부아르, 카메룬, 가봉, 기니, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고, 기니 비사우

**특허청구의 범위**

**청구항 1**

개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서,

모니터될 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment);

하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 몸통(torso)을 밀착하여 감싸도록 배열된 적어도 하나의 도전 루프(conductive loop)를 포함하는 인덕턴스 센서를 구비하되, 상기 도전 루프의 인덕턴스는 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답함-

심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 사이클 센서;

상기 센서로부터의 신호를 운반하기 위한 신호 케이블; 및

센서 신호를 수신하고, 상기 수신된 신호로부터 얻어진 디지털 데이터를 리무버블(removable) 컴퓨터-관독가능 메모리 매체에 기록(writing)하기 위하여, 메모리에 저장된 인스트럭션(instruction)에 의해 제어되는 마이크로프로세서 유닛

을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 2**

제1항에 있어서, 상기 심장 사이클 센서는 모니터될 상기 개인에 부착된 적어도 하나의 심전도계(ECG) 전극을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 3**

제1항에 있어서, 상기 심장 사이클 센서는 모니터될 상기 개인의 목 주변에 밀착하여 끼워지는 적어도 하나의 IP 센서를 구비하고, 목의 단면 영역이 심장 흉막내 수축에 의해 발생하는 경동맥 맥박에 응답하기 때문에 상기 IP 센서의 인덕턴스는 심장 흉막내 수축에 응답하고 상기 IP 센서의 인덕턴스는 상기 목의 단면 영역에 응답하는 모니터링 장치.

**청구항 4**

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터-관독가능 메모리 매체는 자기 디스크를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 5**

제1항에 있어서, 상기 컴퓨터-관독가능 메모리 매체는 플래시 메모리 모듈을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 6**

제5항에 있어서, 상기 플래시 메모리 모듈은 64MB 또는 그 이상의 용량을 갖는 모니터링 장치.

**청구항 7**

제1항에 있어서,

상기 모니터링 의복은 모니터될 개인의 목을 위한 밴드를 더 구비하고,

상기 IP 센서는 경정맥 펄스, 경동맥 펄스, 호흡-관련 내부-흉막 압력 변화, 목 근육의 수축, 및 팽창하는 편차에 응답하는 신호를 발생하기 위해 배열된 목 유도 플레디스모그래피 센서를 구비하고,

상기 신호 케이블은 상기 목 IP 센서의 도전 루프에 부착물을 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 8**

제1항에 있어서, 상기 IP 센서는 하나 이상의 도전 루프를 포함하는 적어도 하나의 복부 IP 센서, 및 환자의 숨쉬기 패턴을 측정하기 위해 배열된 하나 이상의 도전 루프를 포함하는 적어도 하나의 갈비뼈 IP 센서를 구비하

는 모니터링 장치.

**청구항 9**

제1항에 있어서, 상기 IP 센서는 흉막내 스트로크 체적(ventricular stroke volume)을 측정하도록 배열된 하나 이상의 도전 루프를 포함하는 모니터링 장치.

**청구항 10**

제1항에 있어서, 상기 IP 센서는 내부-하부 복부 수축 및 확장을 측정하도록 배열된 적어도 하나의 하부 복부 IP 센서를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 11**

제1항에 있어서, 상기 IP 센서는 환자의 두 개의 헤미소레식(hemithoraces)간의 숨쉬기 및 역행성 운동(paradoxical motion)을 측정하도록 배열된 하나 또는 두 개의 헤미소레식 IP 센서를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 12**

제1항에 있어서, 상기 신호 케이블에 부착되고, 개인의 자세를 가리키기 위한 신체 위치 센서, 동맥 산소화 포화를 가리키기 위한 펄스 옥시미터(oximeter), 및 말하고 코고는 것을 가리키기 위한 이후 마이크로 폰을 구비하는 그룹 중에서 선택된 하나 이상의 다른 센서를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 13**

제1항에 있어서, 적어도 두 개의 신체 위치 센서, 상기 의복에 장착된 제1 신체 위치 센서, 및 상기 개인의 어느 곳에 장착된 제2 신체 위치 센서를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 14**

제1항에 있어서, 상기 의복에 상기 플레디스모그래피 센서를 꿰매거나, 수놓거나, 내장하거나, 직조(weaving)하거나, 인쇄하여 부착함으로써, 상기 의복의 구성요소로서 상기 의복에 상기 IP 유도 플레디스모그래피 센서가 부착되는 모니터링 장치.

**청구항 15**

제1항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 모니터링되고 있는 개인에게 오디오 표시를 발생하기 위한 오디오 장치를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 16**

제1항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 모니터링되고 있는 개인에게 시각 메시지를 디스플레이하기 위한 디스플레이 유닛을 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 17**

제1항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 상기 마이크로프로세서 유닛으로 정보 또는 명령어를 입력하도록 모니터링되고 있는 개인을 위한 입력 유닛을 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 18**

삭제

**청구항 19**

제1항에 있어서, 상기 메모리는 상기 마이크로프로세서 유닛으로 하여금 모니터링되는 개인의 생리학적 이벤트를 판단하고, 결정된 이벤트를 청각적으로 상기 개인에게 지시하는 인코드된 소프트웨어 명령어를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 20**

제19항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 결정된 이벤트를 무선으로 송신하기 위한 구성요소를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 21**

제1항에 있어서, 상기 메모리는 상기 마이크로프로세서 유닛으로 하여금 모니터링되는 개인의 일시 생리학적 경향을 판단하고, 결정된 경향을 청각적으로 상기 개인에게 지시하는 인코드된 소프트웨어 명령어를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 22**

제21항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 결정된 경향을 무선으로 송신하기 위한 구성요소를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 23**

제1항에 있어서, 상기 메모리는 상기 마이크로프로세서 유닛으로 하여금 상기 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에 기록하기 전에 데이터를 압축하게 하는 인코드된 소프트웨어 명령어를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 24**

제1항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 상기 신호 케이블로부터 수신된 비-디지털 데이터로부터 디지털 데이터를 유도하기 위한 회로를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 25**

제1항에 있어서, 상기 모니터링 장치는 각각의 IP 센서로부터 가변 주파수 신호를 발생하기 위한 회로를 더 구비하되, 상기 발생된 주파수는 상기 IP 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 응답하고, 상기 마이크로프로세서 유닛은 상기 발생된 가변 주파수 신호로부터 디지털 데이터를 유도하기 위한 회로를 더 구비하되, 상기 디지털 데이터는 100ppm 이하의 에러를 갖는 신호의 가변 주파수의 인코딩을 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 26**

개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서,

모니터될 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment);

하나 이상의 유도 플레디스모그래피(incutive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는,

- (i) 상기 의복에 부착되며, 상기 몸통을 밀착하여 감싸기 위한 탄성 재료의 중 밴드(band),
- (ii) 상기 중 밴드에 부착된 적어도 하나의 유연성 도전 루프를 구비하는 인덕턴스 센서(inductance sensor), 및
- (iii) 상기 몸통을 따라 상기 IP 센서의 중 이동을 방지하기 위해 상기 IP 센서의 주변 타이트함(circumferential tightness)을 조정하기 위한 타이팅 장치(tightening device)를 구비함-; 및

상기 IP 센서로부터 신호를 수신하고, 상기 수신된 신호들로부터 얻어진 디지털 데이터를 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에 레코드하기 위한 마이크로프로세서 유닛

을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 27**

제26항에 있어서, 각 IP 센서의 중 움직임은, 상기 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 의해 가리켜진 생리학적 파라메타가 측정할 수 있을 만큼 변하지 않을 때 방지되는 모니터링 장치.

**청구항 28**

제26항에 있어서, 상기 모니터링 장치는 중 움직임을 유도하는데 필요한 힘을 상기 IP 센서에 인가하지 않고, 상기 몸통의 중 펼침(longitudinal stretching)을 허용하도록 배열된 잉여 섬유(excess fabric)를 구비하는 모

니터링 장치.

**청구항 29**

제28항에 있어서, 각 IP의 중 움직임은, 모니터링 의복이 개인에게 입혀짐에 따라 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 의해 가리켜진 생리학적 파라메타가 변하면 발생하는 모니터링 장치.

**청구항 30**

제28항에 있어서, 상기 모니터링 의복은 중 움직임을 유도하는데 필요한 힘을 상기 IP 센서에 인가하지 않고, 상기 몸통의 중 펼침을 허용하는 중 탄성을 갖는 섬유를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 31**

제26항에 있어서, 상기 타이팅 장치는 뱃대끈 밴드(cinch band), 및 인장 하에 잉여 뱃대끈 밴드(cinch band)를 릴리스하게 그립하기 위한 그립 장치를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 32**

제26항에 있어서, 상기 타이팅 장치는 죄는끈(drawstring)을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 33**

제26항에 있어서, 심장 흉막내 수축에 응답하는 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서를 더 구비하되, 상기 마이크로프로세서 유닛은 상기 심장 타이밍 센서로부터 수신된 신호로부터 유도된 디지털 데이터를 레코드하는 모니터링 장치.

**청구항 34**

제26항에 있어서, 상기 센서로부터 상기 마이크로프로세서 유닛으로 신호들을 운반하기 위한 신호 케이블을 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 35**

개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서,

모니터될 개인의 몸통을 위한 셔츠, 및 셔츠를 열고 닫기 위한 종 고정기(longitudinal fastener)를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment);

하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 몸통을 밀착하여 감싸도록 배열된 적어도 하나의 유연성 도전 루프(flexible conductive loop)를 포함하는 인덕턴스 센서를 구비하되, 상기 도전 루프의 인덕턴스는 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답함-;

심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서;

상기 센서로부터의 신호를 운반하며, 적어도 하나의 모듈을 구비하는 신호 케이블 - 상기 모듈은 상기 IP 센서의 도전 루프에 결합되고 전기적으로 완성하고, 상기 도전 루프의 단말은 모듈로부터 분리될 수 있으며, 상기 모듈은 상기 IP 센서에 응답하여 신호를 발생하기 위한 회로를 구비함-; 및

상기 신호 케이블로부터 신호를 수신하고, 상기 수신된 신호들로부터 얻어진 디지털 데이터를 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에 레코드하기 위한 마이크로프로세서 유닛

을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 36**

제35항에 있어서, 적어도 하나의 IP 센서는 상기 몸통을 따라 상기 IP 센서의 중 이동을 방지하기 위해 상기 IP 센서의 주변 타이팅함(circumferential tightness)을 조정하기 위한 타이팅 장치(tightening device)를 더 구비하고, 상기 타이팅 장치는 상기 셔츠의 느슨함을 방해하지 않도록 배열될 수 있는 모니터링 장치.

**청구항 37**

제35항에 있어서, 상기 IP 센서의 도전 루프 및 상기 모듈은 상기 도전 루프가 상기 모듈에 접속되고 이로부터 분리될 수 있게 하는 정합 커넥터(mating connector)를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 38**

제35항에 있어서, 각각의 IP 센서에 의해 상기 모듈에 의해 발생된 신호들은 상기 IP 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 응답해서 오실레이터의 주파수를 인코딩하는 디지털 데이터를 구비하되, 상기 주파수는 100 ppm 이하의 에러로 인코딩되는 모니터링 장치.

**청구항 39**

제35항에 있어서, 주파수 인코딩의 에러는 10ppm 이하인 모니터링 장치.

**청구항 40**

제38항에 있어서, 각각의 IP 센서에 의해 상기 모듈에 의해 발생된 신호들은 가변 주파수의 신호들을 구비하되, 상기 주파수는 상기 IP 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 응답하는 모니터링 장치.

**청구항 41**

제35항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 각각의 IP 센서로부터 발생된 가변 주파수 신호들로부터 디지털 데이터를 유도하기 위한 회로를 더 구비하되, 상기 디지털 데이터는 100ppm 이하의 에러로 상기 신호들의 가변 주파수의 인코딩을 포함하는 모니터링 장치.

**청구항 42**

제41항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 신호 파생 회로로 하여금 복수의 가변 주파수 신호로부터 디지털 데이터를 유도하게 하는 멀티플렉스 회로를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 43**

개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서,

모니터될 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment);

하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 몸통을 밀착하여 감싸도록 배열된 적어도 하나의 유연성 도전 루프(flexible conductive loop)를 포함하는 인덕턴스 센서(inductance sensor)를 구비하되, 상기 도전 루프의 인덕턴스는 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답함-;

심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서;

상기 IP 센서의 도전 루프로부터 직접 신호들을 운반하며, 상기 센서로부터의 신호를 운반하기 위한 신호 케이블;

(i) 상기 IP 센서중의 임의의 하나의 도전 루프를 오실레이터에 연결하기 위한 멀티플렉싱 스위치 - 상기 오실레이터는 상기 멀티플렉싱 스위치에 의해 접속된 도전 루프의 인덕턴스에 응답하여 오실레이션 주파수(oscillation frequency)를 가짐-, 및 (ii) 상기 오실레이터에 동작 가능하게 결합되고 상기 오실레이션 주파수에 응답하여 디지털 데이터를 출력하는 복조기를 구비하는 전자 회로; 및

상기 신호 케이블로부터 신호를 수신하고, 상기 전자 회로로부터 디지털 데이터를 수신하며, 수신된 입력으로부터 디지털 데이터를 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에 레코딩하기 위한 마이크로프로세서 유닛

을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 44**

제43항에 있어서, 상기 오실레이션 주파수에 응답하는 상기 디지털 데이터는 100 ppm 이하의 에러를 갖는 모니터링 장치.

**청구항 45**

제43항에 있어서, 상기 오실레이션 주파수에 응답하는 상기 디지털 데이터는 10 ppm 이하의 에러를 갖는 모니터링 장치.

**청구항 46**

제43항에 있어서, 상기 전자 회로는 상기 마이크로프로세서 유닛에 내장되는 모니터링 장치.

**청구항 47**

제43항에 있어서, 상기 데이터 신호, 및 임의의 IP 센서의 도전 루프에서 상기 오실레이터까지의 멀티플렉싱 스위치의 저항은 1Ω 이하인 모니터링 장치.

**청구항 48**

제43항에 있어서, 상기 멀티플렉싱 스위치는, 상기 오실레이터가 샘플링 주기의 기간 동안 각 IP 센서의 도전 루프에 주기적으로 접속되도록 제어되는 모니터링 장치.

**청구항 49**

제48항에 있어서, 상기 샘플링 주기는 1 msec 이하인 모니터링 장치.

**청구항 50**

제43항에 있어서, 상기 복조기에 의해 출력되는 상기 디지털 데이터는 샘플링 주기 내에서 발생하는 상기 오실레이터의 회수 사이클의 카운트를 인코드하는 디지털 데이터, 및 상기 카운트된 오실레이터 사이클 내에서 발생하는 클럭의 주기 회수의 카운트를 인코드하는 디지털 데이터를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 51**

제50항에 있어서, 상기 마이크로프로세서 유닛은 메모리를 구비하되, 상기 메모리는 상기 마이크로프로세서 유닛으로 하여금 클럭 주기의 회수의 카운트로서 오실레이터 사이클의 회수의 카운트를 나눔으로써 실제의 오실레이터 주파수를 결정하게 하는 인코드된 소프트웨어 명령어를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 52**

제51항에 있어서, 상기 메모리는 상기 마이크로프로세서 유닛으로 하여금 복수의 샘플링 주기의 카운트를 결합하므로써 정확한 주파수를 결정하게 하는 소프트웨어 명령어를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 53**

개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서,

모니터될 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitors garment);

복수의 센서 - 상기 센서는 하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 상기 몸통을 밀착하여 감싸도록 배열된 적어도 하나의 유연성 도전 루프를 포함하는 인덕턴스 센서(inductance sensor)를 구비하고, 상기 도전 루프의 인덕턴스는 상기 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답하고, 적어도 하나의 센서는 상기 생리학적 모니터링 장치의 주변 내에 상기 센서에 의해 발생된 신호를 무선으로 송신하고; 및

(i) 상기 센서로부터 무선으로 송신된 신호를 수신하고, (ii) 상기 수신된 신호를 수락하고 상기 수신된 신호로부터 얻어진 디지털 데이터를 리무버블(removable) 컴퓨터-관독가능 메모리 매체에 레코드하기 위한 마이크로프로세서 유닛

을 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 54**

제53항에 있어서, 적어도 하나의 센서는 디지털 형태로 출력 신호를 발생하는 모니터링 장치.

**청구항 55**

제54항에 있어서, 상기 센서에 의해 발생된 신호는 블루투스(Bluetooth) 표준에 부합하는 모니터링 장치.

**청구항 56**

제53항에 있어서, 적어도 하나의 센서는 가변 주파수 아날로그 출력 신호를 발생하고, 상기 송신기는 상기 발생된 가변 주파수 아날로그 신호에 의해 변조되는 모니터링 장치.

**청구항 57**

제53항에 있어서, 모든 센서는 상기 생리학적 모니터링 장치의 주변 내의 센서에 의해 발생된 신호를 무선으로 송신하기 위한 송신기를 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 58**

제53항에 있어서, 신호 케이블을 더 구비하되, 적어도 하나의 센서의 출력은 상기 신호 케이블에 의해 상기 마이크로프로세서 유닛에 운반되고, 상기 마이크로프로세서 유닛은 상기 신호 케이블에 의해 운반된 신호로부터 얻어진 디지털 데이터를 레코드하는 모니터링 장치.

**청구항 59**

제53항에 있어서, 상기 센서는 심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서를 더 구비하는 모니터링 장치.

**청구항 60**

적어도 하나의 개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적 생리학적 모니터링(non-invasive physiological monitoring)하기 위한 시스템에 있어서,

모니터될 개인의 몸통에 입혀질 모니터링 의복을 구비하는 적어도 하나의 생리학적 모니터링 장치 - 상기 모니터링 장치는 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체 데이터에 디지털 형태로 저장하고, 상기 데이터는 (i) 모니터링 의복에 유연성있게 부착된 하나 이상의 유도 플레디스모그래피 (IP) 센서, 및 (ii) 심장 흉막내 수축에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서를 구비하는 센서에 의해 발생되며; 및

상기 생리학적 모니터링 장치에 의해 레코드된 상기 리무버블 컴퓨터 판독가능 메모리 매체로부터 데이터를 판독하고, 데이터 아키브로 판독 데이터를 저장하기 위한 데이터 저장장소(data repository) - 상기 데이터 저장장소는 상기 생리학적 모니터링 장치로부터 원격으로 놓임-

를 구비하는 시스템.

**청구항 61**

제60항에 있어서, 상기 생리학적 모니터링 장치는 무선으로 데이터를 송신하고, 상기 데이터 저장장소는 상기 생리학적 모니터링 장치에 의해 송신된 데이터를 무선으로 수신한 다음 상기 수신된 데이터를 저장하는 시스템.

**청구항 62**

제61항에 있어서, 상기 생리학적 모니터링 장치는 생리학적 이벤트 및 알람을 결정하기 위해 상기 발생된 데이터를 처리하기 위한 마이크로프로세서 유닛을 더 구비하고, 상기 무선으로 송신된 데이터는 상기 결정된 생리학적 이벤트 및 알람을 포함하는 시스템.

**청구항 63**

제61항에 있어서, 상기 생리학적 모니터링 장치와 함께 놓인 로컬 데이터 저장장소(local data repository)를 더 구비하되, 상기 로컬 데이터 저장장소는 상기 생리학적 모니터링 장치에 의해 무선으로 송신된 데이터를 수신하고, 상기 수신된 데이터를 로컬 데이터 아키브에 저장하며, 상기 로컬 데이터 저장장소는 상기 저장된 데이

터가 로컬 헬스 케어(local health care) 전문가가 이용할 수 있게 만드는 디스플레이 단말을 구비하는 시스템.

**청구항 64**

제60항에 있어서, 상기 데이터 저장장소는 상기 저장된 데이터가 헬스 케어 전문가 및 상기 시스템의 동작을 모니터링하는 사용자가 이용할 수 있게 만드는 디스플레이 단말을 더 구비하는 시스템.

**청구항 65**

제60항에 있어서, 복수의 생리학적 모니터링 장치를 더 구비하되, 상기 각각의 장치는 서로 다른 개인을 모니터링하고, 상기 데이터 저장장소는 상기 복수의 생리학적 모니터링 장치에 의해 레코드된 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체로부터 데이터를 판독하는 시스템.

**청구항 66**

디지털 형태로 레코드된 데이터를 구비하는 컴퓨터 판독가능 매체에 있어서, 상기 레코드된 디지털 데이터는 적어도 하나의 유도 플레디스모그래피 센서의 적어도 하나의 도전 루프에 접속된 오실레이터의 주파수에 대해 100 ppm 이하의 에러로 응답하는 데이터를 구비하는 컴퓨터 판독가능 매체.

**명세서**

**기술 분야**

- <1> 본 발명은 개인의 생리학적 파라메타(physiological parameters)의 보행(ambulatory) 및 비침습적 모니터링(non-invasive monitoring)에 관한 것이다.
- <2> 특히, 본 발명은 모니터링되는 개인(monitored individual)이 입을며, 폐 기능을 반영하는 파라메타, 또는 심장 기능을 반영하는 파라메타, 또는 다른 생리기관의 기능을 반영하는 파라메타를 모니터링하기 위한 센서가 부착된 개선된 옷을 갖는 모니터링 장치에 관한 것이다.
- <3> 본 발명은 또한 생리학적-파라메타 데이터를 수신, 저장 및 처리하며, 개인 및 건강에 대한 헬스 케어 제공자(health care provider)가 이용할 수 있게 하는 시스템을 포함한다.

**배경 기술**

- <4> 다음에서, "플레디스모그래피(plethysmography)(및 그 파생어)라는 용어는 가슴 또는 복부의 단면 영역 또는 신체 일부, 목 또는 팔의 단면 영역과 같이 신체의 단면 영역의 측정을 의미한다.(이 의미는 의학 기술분야에서 표준인 것보다는 다소 제한적이다).
- <5> 더욱이, "유도 플레디스모그래피(inductive plethysmography)"라는 용어는 인덕턴스 결정에 의존하는 플레디스모그래피 측정을 의미한다.
- <6> 유도 플레디스모그래피에 의한 폐 및 심장 생리학 파라메타의 측정은 공지되어 있다. 예를 들어, 많은 측정 방법 및 장치가 본 발명의 참조로서 일체화되는 다음의 미국 특허에 개시되어 있다.
- <7> (1) '872 특허: 1982년 1월 5일 허여되고 "Method and Apparatus for Monitoring Respiration"이라는 제목의 미국특허 제4,308,872호는 환자의 가슴 단면 영역의 변화 또는 가슴 및 복부 단면 영역 모두에서의 변화 - 각각의 영역은 신체 둘레에 폐루프(closely looped)된 연장 가능한 전기 도체의 인덕턴스를 결정하므로써 측정되고, 이 측정들은 호흡의 대응하는 체적을 직접 측정하면서, 바람직하게 환자가 적어도 두 개의 신체 위치, 예를 들어, 앉아 있음과 반드시 누워있다고 가정하고 몇 호흡 동안 영역 변화를 측정하므로써 교정됨 - 를 측정하므로써 호흡을 모니터링하기 위한 방법 및 장치를 개시한다.
- <8> (2) '534 특허: 1983년 2월 15일 허여되고, "Method and Apparatus for Calibrating Respiration Monitoring System"이라는 제목의 미국특허 제4,373,534호는 복부 및 가슴 단면 영역을 표현하는 가중 신호(weighting signals)에 의해 호흡 체적(respiration volume)이 결정되는 방법 및 시스템을 개시하는데, 여기서 가중 인수는 가중되지 않은 가슴 및 복부 신호와 함께 대체 측정 장치에 의해 호흡 체적을 측정하는 것을 포함하는 프로시저에 의해 결정되며, 이 측정들은 제1 상대적 가슴 및 복부 기여에 기초한 일련의 제1 호흡 동안 그리고 제2 상대

적 가슴 및 복부 기여에 기초한 일련의 제2 호흡 동안 발생한다.

- <9> (3) '252 특허: 1984년 6월 5일 허여되고, "Non-invasive Method for Monitoring Cardiopulmonary Parameters"라는 제목의 미국특허 제4,452,252호는, 목의 단면 영역의 유도 플레디스모그래픽 측정에 의해 심장 및 폐 이벤트를 모니터링하기 위한 방법을 개시하고 또한 입을 통해 연장하는 면에서 머리의 단면의 유도 플레디스모그래픽 측정에 의해 입 체적을 모니터링하기 위한 방법을 개시한다.
- <10> (4) '015 특허: 1984년 6월 26일 허여되고, "Non-invasive Method for Semiquantitative Measurement of Neck Volume Changes"라는 제목의 미국특허 제4,456,105호는, 목을 긴밀히 순환하는 연장가능 도체, 도체의 인덕턴스로부터 목 체적이 결정될 수 있도록 단면 영역에 대한 제1의 교정된 목 체적, 및 도체의 인덕턴스로부터 흉막내의 압력이 결정될 수 있도록 비침습적(non-invasive) 측정 흉막내 압력에 대한 제2의 교정된 목 체적을 제공함으로써 대상체의 목 체적의 플레디스모그래픽 측정의 방법을 개시한다.
- <11> (5) '407 특허: 1987년 3월 10일 허여되고, "Method for Detecting and Difference Central and Obstructive Apneas in Newborns"라는 제목의 미국특허 제4,648,407호는, 두개골 (흉막내 압력의 기능으로서 호흡에 따라 움직이는 것으로 밝혀짐)의 상대 이동을 동시에 모니터링함으로써, 바람직하게 플레디스모그래픽 트랜스듀서 및 비강 통풍에 의해, 바람직하게 비강 도관, 써미스터, 서모커플(thermocouple) 또는 CO2 센서에 의해 신생아에 있어서 호흡 정지의 존재 및 기원을 검출하기 위한 방법을 개시하는데, 여기서 코뼈 이동 및 코에서의 호흡 기류의 변화 부재는 중심 호흡 정지의 존재를 가리키며, 코뼈 이동을 계속함으로써 수반되는 코 기류의 부재는 방해하는 호흡 정지를 가리킨다.
- <12> (6) '962 특허: 1988년 10월 18일 허여되고, "Method and Apparatus for Distinguishing Central Obstructive and Mixed Apneas by External Monitoring Devices Which Measure Rib Cage and Abdominal Compartmental Excursions During Respiration"라는 제목의 미국특허 제4,777,962호는, 서로 다른 종류의 호흡 정지 에피소드(episode)간을 구별하기 위한 장치 및 방법을 개시한다. 이 방법은 새로운 인덱스 TCD/VT(total compartment displacement/tidal volume)을 측정하고, 전체 호흡 체적(total respiration volume)에 대한 복부 및 갈비뼈 기여간의 위상 관계를 측정하는 것을 포함하되, 여기서 에피소드(episode)는 TCD/VT 및 위상 관계의 값에 기초하여 중심, 파괴적 및 합성으로 분류된다.
- <13> (7) '640 특허: 1989년 2월 28일 허여되고, "Stretchable Band-Type Transducer Particularly Suited for Respiration Monitoring Apparatus"라는 제목의 미국특허 제4,807,640호는 특히 유도 플레디스모그래피에 의해 호흡 모니터링에 사용하기에 적합한, 인간 몸통 또는 다른 3차원 물체에 대한 배치를 위한 도체를 일체화하는 값싼 펼칠수 있는 밴드, 대량 생산 기법에 적합한 밴드의 제조 방법, 및 밴드가 호흡 모니터링 장치에 일체화될 때 밴드 내의 도체에 릴리스하게(releasably) 접속된 개선된 봉입 하우스링 회로(enclosing housing circuit)를 개시한다.
- <14> (8) '473 특허: 1989년 3월 28일 허여되고, "Method and Apparatus for Monitoring Respiration"라는 제목의 미국특허 제4,815,473호는 환자의 가슴 단면 영역에서의 변화, 또는 바람직하게 숨쉬는 동안 가슴 및 복부 영역 모두에서의 변화의 유도 플레디스모그래피 측정에 의해 호흡 체적을 모니터링하기 위한 방법 및 장치, 및 가슴의 대응하는 체적을 직접 측정하면서, 바람직하게 환자가 적어도 두 개의 신체 위치, 예를 들어 앉아있는 것과 누워있는 것을 가정하면서 몇 번의 호흡 동안 단면 영역 변화를 측정함으로써 이와 같은 장치를 교정하기 위한 방법을 개시한다.
- <15> (9) '766 특허: 1989년 8월 29일 허여되고, "Noninvasive Method for Measuring and Monitoring Intrapleural Pressure in Newborns"라는 제목의 미국특허 제4,860,766호는 인접하게 놓인 두개골간의 상대 이동을 측정함으로써, 바람직하게 적어도 두 개의 인접하게 놓인 두개골 양단의 대상체의 머리 위에 고정된 표면 유도 플레디스모그래픽 트랜스듀서를 사용하여 신생아 대상체의 흉막내 압력을 측정하는 것과, 대상체가 호흡 노력을 하는 것과 같은 차단 동안 공기통로 압력을 측정하기 위해 대상체의 코를 일시적으로 차단함으로써 이와 같은 측정을 교정하고 측정 압력을 측정된 신호와 비교하는 방법을 개시한다.
- <16> (10) '109 특허: 1989년 5월 30일 허여되고, "Single Position Non-invasive Calibration Technique"라는 제목의 미국특허 제4,834,109호는 호흡 기간 동안, 각각의 호흡에 대해 교정되지 않은 갈비뼈의 상대 진폭을 가리키는 복수의 파라메타 값을 합계하고, 하나의 신호의 값의 전체의 평균의 평균 가변으로 갈비뼈 및 복부 신호중의 하나의 값의 전체의 평균의 평균 가변성 - 목은 호흡 체적을 결정하기 위한 신호 가중 인수를 표현하도록 유도됨 -을 나눔으로써 호흡 체적의 유도 플레디스모그래픽 측정을 교정하기 위한 개선된 방법을 개시한다.

- <17> (11) '277 특허: 1991년 1월 22일 허여되고, "Method and Apparatus for Non-invasive Monitoring of Central Venous Pressure"라는 제목의 미국특허 제4,986,277호는 유아에서 중앙 정맥 압력(CVP)를 측정하기 위한 개선된 트랜스듀서(50)와 함께 CVP 압력 및 CVP 내의 변화를 측정하기 위한 방법 및 장치를 개시하는데, 여기서 플레디스모그래픽 트랜스듀서는 대상체의 목 위(또는 유아의 경우 머리 위)에 배치되고, 트랜스듀서로부터의 신호는 심장 성분을 얻기 위해 처리되며, 트랜스듀서에서 기준 레벨까지의 수직 거리는 신호가 정맥 구성, 및 동맥 또는 합성된 정맥-동맥 구성간에 변하는 위치 - 수직 거리가 CVP에 근접하는 위치 -에 놓일 때까지 조정된다.
- <18> (12) '540 특허: 1991년 8월 20일 허여되고, "Method and Apparatus for Non-invasive Monitoring of Central Venous Pressure, and Improved Transducer Therefor"라는 제목의 미국특허 제5,040,540호는 유아에서 CVP를 측정하기 위한 개선된 트랜스듀서와 함께 CVP 및 CVP의 변화를 측정하기 위한 개선된 방법 및 장치를 개시한다.
- <19> (13) '935 특허: 1992년 11월 3일 허여되고, "Non-invasive Estimation of Individual Lung Function"라는 제목의 미국특허 제5,159,935호는 모니터될 폐 위의 몸통 위에 트랜스듀서 - 트랜스듀서는 그 밑, 즉 하부의 폐의 체적의 변화에 대응하는 몸통 부분의 이동에 대응하는 신호를 발생함 - 를 배치하므로써 개별적인 폐 기능의 플레디스모그래픽 모니터링을 위한 비침습적 방법 및 장치, 및 하부의 폐의 일부만을 감싸기 위해 몸통에 배치된 트랜스듀서를 이용하므로써 지역적 폐 체적 변화를 모니터링하기 위한 방법 및 장치를 개시한다.
- <20> (14) '151 특허: 1993년 1월 12일 허여되고, "System for Non-invasive Detection of Changes of Cardiac Volumes and Aortic Pulses"라는 제목의 미국특허 제5,178,151호는 몸통 위에 제1 이동 검출 트랜스듀서 - 트랜스듀서는 가슴 또는 큰 혈관의 두 개의 대각선으로 대향하여 놓인 경계중 적어도 일부를 중첩함-를 위치시키는 단계를 포함하여 동물 또는 인간 대상체에서 심장 기능을 모니터링하고, 트랜스듀서에 의해 대응하는 몸통 부분의 이동을 가리키는 신호 - 신호는 적어도 세그먼트 공동 체적(ventricular volume) 파형 또는 세그먼트 대동맥 압력 펄스 파형을 구비하는 심장 성분을 포함함- 를 발생하고, 공동 체적 파형 또는 대동맥 압력 펄스 파형의 변화를 모니터링하므로써 심장 기능을 평가하기 위한 방법 및 장치를 개시한다.
- <21> (15) '678 특허: 1994년 4월 12일 허여되고, "Stretchable Band-Type Transducer Particularly for Use with Respiration Monitoring Apparatus"라는 제목의 미국특허 제5,301,678호는 인간 몸통 또는 다른 3차원 물체 둘레에의 배치를 위한 도체를 일체화하는, 특히 플레디스모그래픽 호흡 모니터링 장치와 함께 사용되는 개선되고 값싼 펼 칠 수 있는 밴드를 개시한다.
- <22> (16) '968 특허: 1994년 7월 26일 허여되고, "Inductive Plethysmography Transducers and Electronic Circuitry Therefor"라는 제목의 미국특허 제5,331,968호는 무도가 연관된 회로가 트랜스듀서 위 보다는 원격으로 위치될 수 있게 하는, 유도 플레디스모그래피의 설계를 수정하고 또한 연관된 회로의 설계를 개선하므로써, 유도 플레디스모그래피에 의해 발생하는 인덕턴스 '신호'의 검출을 개선하기 위한 장치 및 방법을 개시한다. 개선점은 그 주권선의 인덕턴스가 유도 플레디스모그래피의 반사 인덕턴스보다 약 10배 이상이 되도록 유도 플레디스모그래피를 오실레이터에 결합시키는 임피던스 정합 트랜스포머 및 이를 트랜스포머에 결합시키는 케이블을 선택하거나, 또는 유도 플레디스모그래피의 도체를 복수의 회수로 관련 몸체 부분 주변을 회전시키거나, 또는 그 단위 길이 당 인덕턴스를 감소시키도록 그 중심 도체의 직경에 대한 그 스크린의 직경의 비율이 최소화되도록 트랜스포머에 유도 플레디스모그래피를 연결하는 케이블을 선택하는 것을 포함한다.
- <23> (17) '425 특허: 1996년 12월 31일 허여되고, "Method and Apparatus for Discriminating Between Valid and Artfactual Pulse Waveforms in Pulse Oximetry"라는 제목의 미국특허 제5,588,425호는, 각 펄스 파형의 수축 행정 시간이 선정된 범위 이내인지에 따라, 광전 플레디스모그래피로서 결정되며 동맥 산화포화 레벨이 수락되는 유효 펄스 파형과, 포화 레벨이 거절되는 정맥 펄스 파형 간을 구별하기 위한 펄스 산화포화 측정법에 사용하기 위한 방법 및 장치를 개시한다. 이때, 유효 펄스 파형에 대한 수축 행정 시간은 대상체 마다 약간 변하고 각각의 대상체에 대해 실험적으로 정의될 수 있거나 모든 대상체에 적용 가능한 디폴트 설정에 의해 수립될 수 있는 것으로 밝혀졌다.
- <24> (18) '388 특허: 2000년 1월 18일 허여되고, "Method For Analyzing Breath Waveforms as to Their Neuromuscular Respiratory Implications"라는 제목의 미국특허 제6,015,388호는, 유도 플레디스모그래피에 기초하는 것과 같은 외부 호흡 측정 장치에 의해 측정되는 갈비뼈 동작 및 복부 동작 - 측정된 호흡 구동은 기계적 통풍에 의해 호흡을 초기화하는데 사용가능함 - 으로부터 유도된 호흡 파형으로부터 피크 호흡 가속 및 피크 호흡 흐름을 결정하므로써 호흡 구동을 측정하고, 연속하는 양 공기 압력(CPAP) 장치를 제어하기 위해 파형의 형태를 설명하는 인덱스를 결정하기 위한 방법을 개시한다.

- <25> (19) '203 특허: 2000년 4월 4일 허여되고, "Physiologic Signs Feedback Systems"라는 제목의 미국특허 제 6,047,203호는, 바람직한 실시예에서, 심전도 전극 및 다양한 유도 플레디스모그래피 센서가 웨어러지고, 수놓아지거나 또는 접착체로서 의복에 부착된 옷, 셔츠, 로그, 역 모니터되거나 또는 다른 미리프로그램된 상태로 되는 기록/알람 장치로 전송되는 센서에 의해 발생하는 신호를 포함하는 비침습적 생리학 신호 모니터링 장치를 개시한다. 역 상태 또는 다른 미리-프로그램된 상태가 발생하면, 오디오 메시지 또는 디스플레이에 의해 메시지가 환자에게 전달된다. 기록/알람 장치는 또한 헬스 케어 전문가(health care provider) 또는 다른 의사에 의해 모니터링하기 위해 원격 수신 장치에 접속가능하다.
- <26> 그러나, 유도 플레디스모그래피의 기술 어디에도, 폐 및 심장 파라메타의 비침습적 보행성 모니터링을 위한 실제적이고 효과적인 장치의 가르침도 발견되지 않았다. 이와 같은 실제적이고 효과적인 모니터링 장치는 가능하다면 환자의 정상적인 일일 활동 동안 개별적인 환자에 의해 관리되는, 훈련된 헬스 케어 작업자에 의해 관리되는 전통적인 병원에서 가정에 기초한 자기 치료까지 헬스 케어의 전달을 지원하므로써 큰 이득이 될 것이다. 헬스 케어에서의 이와 같은 전달은 헬스 케어 비용을 감소시키고 그 치료 계획에 대한 환자 관여 및 위탁을 증가시킬 수 있기 때문에 사회적으로 바람직한 것으로 밝혀지고 있다. 비침습적 및 보행성 모니터링 장치는 병원 외부에서 상당히 강조되고 있는 혈관내 카테테르(intravascular catheters) 위험과 같은 신체 내에 놓인 비침습적 센서와 연관된 위험을 제거하기 때문에 그 전달을 보조할 수 있다.
- <27> 위에 열거된 특허를 포함하는 본 절 또는 본 출원의 어떠한 절에서 임의의 참조의 인용 또는 열거는 이와 같은 참조가 종래 기술로서 본 발명에 이용 가능한 것으로 간주되지 않을 것이다.

**발명의 상세한 설명**

- <28> 본 발명의 목적은 헬스 케어(health care) 결과를 개선하고 헬스 케어 비용을 감소시키기 위해 해석에 사용될 수 있는 시스템 및 모니터링 데이터의 사용과 함께 중요한 폐 및 심장 파라메타의 비침습적 보행성 모니터링(noninvasive and ambulatory monitoring)을 위한 실제적이고 효과적인 자치를 제공하는 것이다. 바람직한 실시예에서, 바람직한 장치는 유도 플레디스모그래피 및 다른 생리학적 센서를 포함하고, 충분히 안락하고 일일 생활의 대부분의 활동을 위해 입을 수 있는 의복이다.
- <29> 상세히, 제1 실시예에서, 본 발명은 개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서, 모니터링 장치가 모니터될 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment), 하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 몸통(torso)을 긴밀하게 감싸도록 배열된 적어도 하나의 도전 루프(conductive loop)를 포함하는 인덕턴스 센서를 구비하고, 도전 루프의 인덕턴스는 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답함-, 심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 사이클 센서, 센서로부터의 신호를 운반하기 위한 신호 케이블, 및 신호 케이블로부터 신호를 수신하고, 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에서 모든 수신된 신호들로부터 파생된 디지털 데이터를 레코드하기 위한 마이크로프로세서를 구비하는 마이크로프로세서 유닛을 구비하는 모니터링 장치를 제공한다.
- <30> 제1 실시예의 제1 특징에서, 심장 사이클 센서는 모니터될 개인에 부착된 적어도 하나의 심전도계(ECG) 전극을 구비하고, 심장 사이클 센서는 모니터될 개인의 목 주변에 긴밀히 끼워지는 적어도 하나의 IP 센서를 구비하고, 목의 단면 영역이 심장 흉막내 수축에 의해 발생하는 경동맥 맥박에 응답하기 때문에 IP 센서의 인덕턴스는 심장 흉막내 수축에 응답하고 IP 센서의 인덕턴스는 목의 단면 영역에 응답하고, 컴퓨터-판독가능 매체는 플래시 메모리 모듈(64MB 이상)을 구비한다.
- <31> 제1 실시예의 제2 특징에서, 모니터링 의복은 모니터될 개인의 목을 위한 밴드를 더 구비하고, IP 센서는 경정맥 펄스, 경동맥 펄스, 호흡-관련 내부-흉막 압력 변화, 목 근육의 수축, 및 팽창하는 편차에 응답하는 신호를 발생하기 위해 동작가능하게 배열된 목 유도 플레디스모그래피 센서를 구비하고, 신호 케이블은 목 IP 센서의 도전 루프에 대한 부착물을 더 구비한다. IP 센서는 하나 이상의 도전 루프를 포함하는 적어도 하나의 복부 IP 센서, 및 환자의 숨쉬기 패턴을 측정하기 위해 동작 가능하게 배열된 하나 이상의 도전 루프를 포함하는 적어도 하나의 갈비뼈 IP 센서를 구비한다. IP 센서는 흉막내 스트로크 체적(ventricular stroke volume)을 측정하도록 동작 가능하게 배열된 하나 이상의 도전 루프를 포함한다. IP 센서는 내부-하부 복부 수축 및 확장을 측정하도록 동작 가능하게 배열된 적어도 하나의 하부 복부 IP 센서를 구비한다. IP 센서는 환자의 두 개의 헤미소레이스(hemithoraces)간의 숨쉬기 및 파라독스 움직임을 측정하도록 동작 가능하게 배열된 하나 또는 두 개의 헤미

소레이스 IP 센서를 구비한다.

- <32> 제3 특징에서, 제1 실시예는 신호 케이블에 부착되고, 개인의 자세를 가리키기 위한 신체 위치 센서, 동맥 산소화 포화도를 가리키기 위한 펄스 옥시미터(oximeter), 및 말하고 코고는 것을 가리키기 위한 이후 마이크로폰을 구비하는 그룹 중에서 선택된 하나 이상의 다른 센서 또는 적어도 두 개의 신체 위치 센서, 의복에 장착된 제1 신체 위치 센서, 및 개인의 어느 곳에 장착된 제2 신체 위치 센서를 더 구비한다. IP 유도 플레디스모그래피 센서는 플레디스모그래피를 의복에 꿰매고, 수놓으며, 내장하고, 직조하고 인쇄하는 것중의 하나로 구성되는, 부착물을 거쳐 의복의 중요 부분으로서 의복에 부착된다. 마이크로프로세서 유닛은 모니터링되는 개인에게 오디오 표시를 발생하기 위한 오디오 장치를 더 구비한다. 마이크로프로세서 유닛은 모니터링되는 개인에게 시각 메시지를 디스플레이하기 위한 디스플레이 유닛을 더 구비한다. 상기 마이크로프로세서 유닛은 마이크로프로세서 유닛으로 정보 또는 명령어를 입력하도록 모니터링되는 개인을 위한 입력 유닛을 더 구비한다.
- <33> 제1 실시예의 제4 특징에서, 마이크로프로세서 유닛은 마이크로프로세서에 액세스가능한 메모리를 더 구비하고, 메모리는 마이크로프로세서로 하여금 입력 데이터를 판독하고 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체 내의 입력 데이터로부터 유도된 출력 데이터를 기록하게 하기 위한 인코드된 소프트웨어 명령어를 구비한다. 메모리는 마이크로프로세서로 하여금 모니터링되고 있는 개인에서 중요한 생리학적 이벤트를 판단하고, 청각적으로 결정된 중요한 이벤트를 개인에게 가리키게 하는 인코드된 소프트웨어 명령어를 더 구비한다. 마이크로프로세서 유닛은 결정된 이벤트를 무선으로 송신하기 위한 구성요소를 구비하고, 메모리는 마이크로프로세서로 하여금 모니터링되고 있는 개인에서 중요한 일시 생리학적 경향을 판단하고 청각적으로 결정된 중요한 경향을 개인에게 가리키게 하는 인코드된 소프트웨어 명령어를 더 구비한다. 마이크로프로세서 유닛은 결정된 중요한 경향을 무선으로 송신하기 위한 구성요소를 더 구비하고, 메모리는 마이크로프로세서로 하여금 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에 기록하기 전에 데이터를 압축하게 하는 인코드된 소프트웨어 명령어를 더 구비한다.
- <34> 제1 실시예의 제5 특징에서, 마이크로프로세서 유닛은 신호 케이블로부터 수신된 비-디지털 데이터로부터 디지털 데이터를 유도하기 위한 회로를 더 구비하고, 모니터링 장치는 각각의 IP 센서로부터 가변 주파수 신호를 발생하기 위한 회로를 더 구비하되, 발생된 주파수는 IP 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 응답하고, 마이크로프로세서 유닛은 발생된 가변 주파수 신호로부터 디지털 데이터를 유도하기 위한 회로를 더 구비하되, 디지털 데이터는 100ppm 이하의 에러를 갖는 신호의 가변 주파수의 인코딩을 더 구비한다.
- <35> 제2 실시예에서, 본 발명은 개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서, 모니터링 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment), 하나 이상의 유도 플레디스모그래피(incutive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는, (i) 의복에 부착되며, 몸통을 긴밀하게 감싸기 위한 탄성 재료 의 종 밴드(band), (ii) 종 밴드에 부착된 적어도 하나의 유연성 도전 루프를 구비하는 인덕턴스 센서(inductance sensor), 및 (iii) 몸통을 따라 IP 센서의 종 이동을 실질적으로 방지하기 위해 IP 센서의 주변 타이트함(circumferential tightness)을 조정하기 위한 타이트닝 장치(tightening device)를 구비함- IP 센서로부터 신호를 수신하고, 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에서 모든 수신된 신호들로부터 파생된 디지털 데이터를 레코드하기 위한 마이크로프로세서를 구비하는 마이크로프로세서 유닛을 구비하는 모니터링 장치를 제공한다.
- <36> 제2 실시예의 제1 특징에서, IP 센서의 종 움직임은 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 의해 가리켜진 생리학적 파라메타가 측정 가능하게 변하지 않을 때 실질적으로 방지되고, 모니터링 장치는 실질적인 종 움직임을 유도하는데 충분한 힘을 IP 센서에 인가하지 않고, 몸통의 종 펼침(longitudinal stretching)을 허용하도록 배열된 잉여 섬유(excess fabric)를 구비하며, 각 IP의 종 움직임은, 모니터링 의복이 개인에게 입혀짐에 따라 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 의해 가리켜진 생리학적 파라메타가 변하면 상당하며, 모니터링 의복은 실질적인 종 움직임을 유도하는데 충분한 힘을 IP 센서에 인가하지 않고, 몸통의 종 펼침을 허용하는 충분한 종 탄성을 갖는 섬유를 구비한다.
- <37> 제2 실시예의 제2 특징에서, 타이트닝 장치는 뱃대끈 밴드, 및 인장 하에 잉여 뱃대끈 밴드(cinch band)를 릴리스하게 그룹하기 위한 그룹 장치를 구비하고, 타이트닝 장치는 죄는끈(drawstring)을 구비한다.
- <38> 제3 특징에서, 제2 실시예는 심장 흉막내 수축에 응답하는 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서를 더 구비하되, 마이크로프로세서 유닛은 심장 타이밍 센서로부터 수신된 신호로부터 유도된 디지털 데이터를 더 레코드하거나, 또는 센서로부터 마이크로프로세서 유닛으로 신호들을 운반하기 위한 신호 케이블을 더 구비한다.
- <39> 제3 실시예에서, 본 발명은 개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-

invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서, 모니터링 개인의 몸통을 위한 셔츠, 및 셔츠를 열고 닫기 위한 종 고정기(longitudinal fastener)를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment), 하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 몸통을 긴밀하게 감싸도록 배열된 적어도 하나의 유연성 도전 루프(flexible conductive loop)를 포함하는 인덕턴스 센서를 구비하되, 도전 루프의 인덕턴스는 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답함-, 심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서, 센서로부터의 신호를 운반하며, 적어도 하나의 모듈을 구비하는 신호 케이블 - 모듈은 IP 센서의 도전 루프에 결합되고 전기적으로 완성하고, 도전 루프의 단말은 모듈로부터 분리될 수 있으며, 모듈은 IP 센서에 응답하여 신호를 발생하기 위한 회로를 구비함-, 및 신호 케이블로부터 신호를 수신하고, 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에서 모든 수신된 신호들로부터 파생된 디지털 데이터를 레코드하기 위한 마이크로프로세서를 구비하는 마이크로프로세서 유닛을 구비하는 모니터링 장치를 제공한다.

- <40> 제3 실시예의 제1 특징에서, 적어도 하나의 IP 센서는 몸통을 따라 IP 센서의 종 이동을 실질적으로 방지하기 위해 IP 센서의 주변 타이트함(circumferential tightness)을 조정하기 위한 타이팅 장치(tightening device)를 더 구비하고, 타이팅 장치는 셔츠의 느슨함을 방해하지 않도록 배열될 수 있다. IP 센서의 도전 루프 및 모듈은 도전 루프가 모듈에 접속되고 이로부터 분리될 수 있게 하는 정합 커넥터(mating connector)를 더 구비한다. 각각의 IP 센서에 의해 모듈에 의해 발생된 신호들은 IP 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 응답해서 오실레이터의 주파수를 인코딩하는 디지털 데이터를 구비하되, 주파수는 100 (또는 10) ppm 이하의 에러로 인코딩된다.
- <41> 제3 실시예의 제2 특징에서, 각각의 IP 센서에 의해 모듈에 의해 발생된 신호들은 가변 주파수의 신호들을 구비하되, 주파수는 IP 센서의 도전 루프의 인덕턴스에 응답한다. 마이크로프로세서 유닛은 각각의 IP 센서로부터 발생된 가변 주파수 신호들로부터 디지털 데이터를 유도하기 위한 회로를 더 구비하되, 디지털 데이터는 100ppm 이하의 에러로 신호들의 가변 주파수의 인코딩을 포함한다. 마이크로프로세서 유닛은 신호 파생 회로로 하여금 복수의 가변 주파수 신호들로부터 디지털 데이터를 유도하게 하는 멀티플렉스 회로를 더 구비한다.
- <42> 제4 실시예에서, 본 발명은 개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서, 모니터링 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitored garment), 하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 몸통을 긴밀하게 감싸도록 배열된 적어도 하나의 유연성 도전 루프(flexible conductive loop)를 포함하는 인덕턴스 센서(inductance sensor)를 구비하되, 도전 루프의 인덕턴스는 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답함-, 심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서, IP 센서의 도전 루프로부터 직접 신호들을 운반하며, 센서로부터의 신호를 운반하기 위한 신호 케이블, (i) IP 센서중의 임의의 하나의 도전 루프를 오실레이터에 연결하기 위한 멀티플렉싱 스위치 - 오실레이터는 멀티플렉싱 스위치에 의해 접속된 도전 루프의 인덕턴스에 응답하여 오실레이션 주파수(oscillation frequency)를 가짐-, 및 (ii) 오실레이터에 동작 가능하게 결합되고 오실레이션 주파수에 응답하여 디지털 데이터를 출력하는 복조기를 구비하는 전자 회로, 및 신호 케이블로부터 신호를 수신하고, 전자 회로로부터 디지털 데이터를 수신하며, 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에서 수신된 입력으로부터 디지털 데이터를 레코드하기 위한 마이크로프로세서를 구비하는 마이크로프로세서 유닛을 구비하는 모니터링 장치를 제공한다.
- <43> 제4 실시예의 제1 특징에서, 오실레이션 주파수에 응답하는 디지털 데이터는 100 (또는 10) ppm 이하의 에러를 가지며, 전자 회로는 마이크로프로세서 유닛에 내장되고, 데이터 신호, 및 임의의 IP 센서의 도전 루프에서 오실레이터까지의 멀티플렉싱 스위치의 저항은 1Ω 이하이고, 멀티플렉싱 스위치는, 오실레이터가 샘플링 주기(1 msec 이하)의 기간 동안 각 IP 센서의 도전 루프에 주기적으로 접속되도록 제어된다.
- <44> 제4 실시예의 제2 특징에서, 복조기에 의해 출력되는 디지털 데이터는 샘플링 주기 내에서 발생하는 오실레이터의 회수 사이클의 카운트를 인코딩하는 디지털 데이터, 및 카운트된 오실레이터 사이클 내에서 발생하는 클럭의 주기 회수의 카운트를 인코딩하는 디지털 데이터를 구비한다. 마이크로프로세서 유닛은 마이크로프로세서에 액세스가능한 메모리를 구비하되, 메모리는 마이크로프로세서로 하여금 클럭 주기의 회수의 카운트로서 오실레이터 사이클의 회수의 카운트를 나눔으로써 실제의 오실레이터 주파수를 결정하게 하는 인코딩된 소프트웨어 명령어를 구비한다. 메모리는 마이크로프로세서로 하여금 복수의 샘플링 주기의 카운트를 결합함으로써 보다 정확한 주파수를 결정하게 하는 소프트웨어 명령어를 더 구비한다.
- <45> 제5 실시예에서, 본 발명은 개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적으로 모니터링(non-

invasively monitoring)하기 위한 모니터링 장치에 있어서, 모니터될 개인의 몸통을 위한 셔츠를 구비하는 모니터링 의복(monitoring garment), 복수의 센서 - 센서는, (i) 하나 이상의 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmographic, IP) 센서 - 각각의 IP 센서는 몸통을 긴밀하게 감싸도록 배열된 적어도 하나의 유연성 도전 루프를 포함하는 인덕턴스 센서(inductance sensor)를 구비하고, 도전 루프의 인덕턴스는 루프에 의해 감싸여진 몸통의 단면 영역에 응답하고, 적어도 하나의 센서는 생리학적 모니터링 장치의 주변 내에 센서에 의해 발생된 신호를 무선으로 송신하기 위한 송신기를 구비함-, 및 (i) 센서로부터 무선으로 송신된 신호를 수신하기 위한 수신기, 및 (ii) 수신된 신호를 수락하고 리무버블(removable) 컴퓨터-판독가능 메모리 매체에서 수신된 신호로부터 파생된 디지털 데이터를 레코드하기 위한 마이크로프로세서를 구비하는 마이크로프로세서 유닛을 구비하는 모니터링 장치를 제공한다.

<46> 제5 실시예의 제1 특징에서, 적어도 하나의 센서는 디지털 형태로 출력 신호를 발생하고, 송신기는 발생된 디지털 신호를 송신하며, 송신기 및 수신기는 블루투스(Bluetooth) 표준에 부합하며, 적어도 하나의 센서는 가변 주파수 아날로그 출력 신호를 발생하고, 송신기는 발생된 가변 주파수 아날로그 신호에 의해 변조되고, 모든 센서는 생리학적 모니터링 장치의 주변 내의 센서에 의해 발생된 신호를 무선으로 송신하기 위한 송신기를 구비한다.

<47> 제2 특징에서, 제5 실시예는 신호 케이블을 더 구비하되, 적어도 하나의 센서의 출력은 신호 케이블에 의해 마이크로프로세서 유닛에 운반되고, 마이크로프로세서는 신호 케이블에 의해 운반된 신호로부터 파생된 디지털 데이터를 레코드하며, 센서는 심장 흉막내 수축의 발생에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서를 더 구비한다.

<48> 제6 실시예에서, 본 발명은 적어도 하나의 개인의 생리적 파라메타(physiological parameters)를 비침습적 생리학적 모니터링(non-invasive physiological monitoring)하기 위한 시스템에 있어서, 모니터될 개인의 몸통에 입혀질 모니터링 의복을 구비하는 적어도 하나의 생리학적 모니터링 장치 - 모니터링 장치는 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체 데이터에 디지털 형태로 저장하고, 데이터는 (i) 모니터링 의복에 유연성있게 부착된 하나 이상의 유도 플레디스모그래피(IP) 센서, 및 (ii) 심장 흉막내 수축에 응답하여 신호를 발생하기 위한 심장 타이밍 센서를 구비하는 센서에 의해 발생된-, 및 생리학적 모니터링 장치에 의해 레코드된 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체로부터 데이터를 판독하고, 데이터 아키브로 판독 데이터를 저장하기 위한 데이터 저장장소(data repository) - 데이터 저장장소는 생리학적 모니터링 장치로부터 원격으로 농업 - 를 구비하는 시스템을 제공한다.

<49> 제6 실시예의 제1 특징에서, 생리학적 모니터링 장치는 더 무선으로 데이터를 송신하고, 데이터 저장장소는 생리학적 모니터링 장치에 의해 송신된 데이터를 무선으로 수신한 다음 수신된 데이터를 저장하고, 생리학적 모니터링 장치는 생리학적 이벤트 및 알람을 결정하기 위해 발생된 데이터를 처리하기 위한 마이크로프로세서를 더 구비하고, 무선으로 송신된 데이터는 결정된 생리학적 이벤트 및 알람(alarm)을 구비한다.

<50> 제2 특징에서, 제6 실시예는 생리학적 모니터링 장치와 함께 놓인 로컬 데이터 저장장소(local data repository)를 더 구비하되, 로컬 데이터 저장장소는 생리학적 모니터링 장치에 의해 무선으로 송신된 데이터를 수신하고, 수신된 데이터를 로컬 데이터 아키브에 저장하며, 로컬 데이터 저장장소는 저장된 데이터가 로컬 헬스 케어(local health care) 전문가가 이용할 수 있게 만드는 디스플레이 단말을 구비하고, 데이터 저장장소는 저장된 데이터가 헬스 케어 전문가 및 시스템의 동작을 모니터링하는 사용자가 이용할 수 있게 만드는 디스플레이 단말을 더 구비한다.

<51> 제3 특징에서, 제6 실시예는 복수의 생리학적 모니터링 장치를 더 구비하되, 각각의 장치는 서로 다른 개인을 모니터링하고, 데이터 저장장소는 복수의 생리학적 모니터링 장치에 의해 레코드된 리무버블 컴퓨터-판독가능 메모리 매체로부터 데이터를 판단한다.

<52> 제7 실시예에서, 본 발명은 디지털 형태로 레코드된 데이터를 구비하는 컴퓨터 판독가능 매체에 있어서, 레코드된 디지털 데이터는 적어도 하나의 유도 플레디스모그래피 센서의 적어도 하나의 도전 루프에 접속된 오실레이터의 주파수에 대해 100 ppm 이하의 에러로 응답하는 데이터를 구비하는 컴퓨터 판독가능 매체를 제공한다.

**실시예**

<64> 본 절은 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmography), 그 생리학적 어플리케이션 및 그 측정 조건의 도

입 설명으로 시작한다. 도입은 바람직한 실시예에서 유도 플레디스모그래피 센서를 일체화하는 다양한 의복인 폐 및 심장 파라메타의 비침습적 보행성 모니터링(non-invasive and ambulatory monitoring)을 위한 본 발명의 실제적이고 효과적인 장치에 대한 상세한 설명이다.

5.1 유도 플레디스모그래피(inductive plethysmography)

- <65> "유도 플레디스모그래피"는 본 발명에서 측정될 영역을 긴밀하게 감싸는 유연성 도체의 자기 인덕턴스(self-inductance)를 결정하므로써 신체의 단면 영역을 측정하는 것을 의미한다. 실질적으로 평탄한 도전 루프의 인덕턴스가 그 중에서도 루프의 단면 영역을 변화시키는 것으로 잘 공지되어 있기 때문에, 인덕턴스 측정은 플레디스모그래피 영역 결정으로 변환될 수 있다. 루프 인덕턴스를 변화시키는 것은, 가변 주파수 LC 오실레이터에서 인덕턴스로서 루프를 연결하므로써와 같은 기술분야에 공지된 기법에 의해 측정될 수 있는데, 루프 인덕턴스의 단면 영역에 따라 변하는 오실레이터의 주파수는 변한다. 오실레이터 주파수는 디지털 값으로 변환되는데, 다음에 이 디지털 값은 문제의 생리학적 파라메타를 만들기 위해 처리된다.
- <66> 특히, 신체의 단면 영역을 측정하는 유연성 도체는, 인덕턴스, 및 측정되는 단면 영역을 통해 자속으로부터의 측정 결과인 인덕턴스의 변화가 되도록 신체의 영역 주변에 긴밀히 루프된다. 따라서 인덕턴스는 측정되는 단면 영역에 직접 의존하고, 측정되는 단면 영역을 변화시키는 인수의 결과로서 변하는 영역에 직접 의존하지 않는다.
- <67> 의학 및 연구 관심의 다양한 생리학적 파라메타는 신체의 다양한 단면 영역의 반복적인 측정으로부터 추출될 수 있다. 예를 들어, 호흡 체적 및 속도 및 호흡 정지 및 그 종류와 같은 폐 기능 파라메타는 적어도 가슴 횡단면 영역 및 바람직하게 또한 복부 횡단면 영역( 및 선택적으로 다른 단면 영역)의 측정으로부터 결정될 수 있다. 미국특허 '872 특허 및 '473 특허를 참조한다. 또한 다양한 교정 및 내부 흉막내 압력 및 개인의 폐 기능을 측정하는 것은 물론 호흡-관련 플레디스모그래피 신호를 위한 처리 기법을 설명하는 미국특허 '534, '252, '015, '962, '109, '935 및 '388을 참조한다.
- <68> 중앙 정맥압, 좌 및 우측 공동 체적 파형, 및 대동맥 및 경동맥 파형과 같은 심장 파라메타들은 목 및 흉부를 관통하는 가슴의 횡단면 영역을 반복하여 측정하므로써 추출될 수 있다. 미국특허 '277, '540 및 '151을 참조한다. 적어도, 검상 처리(xiphoid process)의 위치에 대한 평면의 단면이 측정된다. 이들 단면에서의 변화로부터 심장 데이터를 용이하게 추출하기 위해, 심장 타이밍, 특히 좌측 공동 축소의 시작을 동시에 측정하는 것이 도움이 된다. 타이밍 측정은 바람직하게 동시 ECG 측정으로부터 얻어지고, 바람직하게 목에 존재하는 경동맥 펄스 신호로부터는 얻어지지 않는다. 주: 보다 상세히, 보다 열등하게 가슴을 통한 횡단면 영역의 영역 측정은 좌측 공동 파형의 보다 강력한 표시를 제공하는 한편, 보다 우수하게 가슴을 통한 영역의 측정은 우측 공동 파형의 보다 강력한 표시를 제공한다. 이들 심장 신호들은 폐 신호의 교정에 의해 보다 양적으로 식별될 수 있다. 좌측 공동 파형은 전형적으로 흡기에 대한 것보다 호기에 대한 보다 큰 스트로크 체적으로 갖는 한편, 우측 공동 파형은 전형적으로 반대 패턴을 갖는다.
- <69> 다른 관련된 파라메타는 이들 및 다른 신호로부터 추출될 수 있다. 심장-관련 신호로부터, 빈혈의 표시는 공동 수축(빈혈 세그먼트는 역설적으로 정상적으로 내부로 수축하는 대신에 외부로 "부풀다") 동안 역설적인 월 운동(wall motion)의 결과가 되는 것으로 공지되어 있다. 이와 같은 역설적 월 운동 및 따라서 심장 빈혈의 표시는 가슴 횡단면 영역 측정으로부터 추출될 수 있다. 좌 또는 우측 공동 빈혈은 역설적 운동이 특히 좌 또는 우측 공동 파형에서 우세한 것으로 구분될 수 있다. 다른 예로서, 좌 및 우측 공동에서 수축의 개시의 관찰은 이중-공동 심장 페이스 장치(pacing device)로의 피드백을 제공할 수 있다. 다른 예로서, 펄스 옥시미터(pulse oximeter)는 손가락의 변하는 적외선 광 성질을 측정하므로써 헤모글로빈 포화를 결정한다. 이 신호는 모호성이 해소되고 폐 데이터와 결합되어 폐 기능에 관한 개선된 정보를 만들 수 있다. 미국특허 '425를 참조한다.
- <70> 다른 단면 영역을 측정하므로써 다른 생리학적 파라메타의 결정이 이하 논의된다.
- <71> 생리학적 파라메타의 유용하고 효과적인 결정은 일반적으로 충분한 속도로 충분한 정확도의 인덕턴스 측정을 필요로 한다. 먼저, 적당한 비용의 전자장치를 사용하여 간섭을 피하기 위해, 달리 상대적으로 사용되지 않는 주파수에서 루프 인덕턴스를 측정하는 것이 바람직하거나 또는 적어도 대부분의 폐 설정에서 부딪히지 않을 가능성이 있다. 바람직한 주파수는 항공 및 항공 해상 행해 등대에 지정되고 표준 AM 방송 대역 이하인 약 200kHz 내지 약 400 kHz이다.
- <72> 다음에, 모니터되는 생리학적 이벤트의 결과인 측정된 신체 변위와 결합된 공지된 전자 회로부터 필요한 측정

정확도가 결정될 수 있다. 측정 정확도는 또한 특정 측정 구성을 관찰하여 단순히 얻어질 수 있다. 어느 방법을 사용하든, 호흡 활동이 일반적으로 500 - 1000 ppm(백만분의 1)의 주파수 변화의 결과가 되는 것으로 결정되었다. 심장 활동은 일반적으로 50 - 100 ppm의 주파수 변화 결과가 된다. 따라서, 호흡 및 심장 활동 모두를 모니터링하기 위해, 가장 바람직하게 주파수 측정은 1-2 ppm, 바람직하게 5ppm 미만, 덜 바람직하게 10 ppm 미만(및 적어도 100 ppm 미만)의 정확도를 갖는다.

<74> 호흡 및 심장 활동을 위한 충분한 측정속도는 일반적으로 기술분야에 공지되어 있고, 관찰에 의해 확인되고 정의된다. 일반적으로, 호흡 활동은 바람직하게 약 50Hz 이상으로 측정되고, 심장 활동(단면 영역 및 임의의 수반하는 ECG 포함)은 바람직하게 약 200Hz 이상, 그리고 혈관 활동(정맥 및 동맥 맥박과 같은)은 바람직하게 100Hz 이상이다.

<75> 물론, 특정 모니터링 작업은 보다 높은 정확도 또는 속도를 필요로 할 수 있거나 또는 축소된 정확도 또는 속도를 필요로 할 수 있다. 적당한 정확도 및 속도는 모니터링 작업 면에서 기술분야의 숙련자에 의해 용이하게 결정될 수 있다.

<76> 5.2 바람직한 장치

<77> 다음에서, 본 발명의 다양한 특징들이 다양한 조합으로 도시된다. 도시된 결합은 예시적인 것이며 제한하는 것을 의미하지 않는다. 기술분야의 숙련자는 이들 특정 특징은 도시되거나 도시되지 않았든 서로 다른 모니터링 작업에 대응하기 위해 서로 다른 결합을 결합될 수 있다. 단순 예로서, 폐(또는 심장) 센서는 심장(또는 폐) 파라메타만이 문제가 되는 모니터링 장치로부터 제거될 수 있다. 다른 한편, 부수적인 센서가 도시된 실시예에 추가될 수 있다.

<78> 5.2.1 모니터링 의복 및 센서

<79> 도 9는 모니터링되는 개인에 대한 최소 장애물을 갖는 일일 활동의 보행성 설정으로 그리고 경제적인 방법으로 기본적인 폐 및 심장 파라메타를 모니터링하기 위한 본 발명의 모니터링 장치의 실시예를 도시한다. 이 장치는 모니터링 의복(1), 센서 케이블(2) 및 마이크로프로세서 유닛(3)을 구비한다.

<80> 이들 구성요소는 도 1로 시작하여 다음에 상세히 설명된다. 모니터링 의복(1)(도 1)은 일반적으로 살쥔 체질의 남성에 적합한 슬리브없는 셔츠의 형태이다. 마른 체질의 남성 또는 다양한 체질의 여성에 적합한 이 의복의 수정은 기술분야의 숙련자에게 용이하게 명확할 것이다. 선택적으로, 의복은 설명될 조건에 일치하게 신체 체질의 범위의 개인에 대해 그리고 또한 남성 및 여성 모두에 적합하도록 절단 및 재질될 수 있다. 다른 대체예에서, 이 의복은 하나의 의복 절단 및 크기가 광범위한 개인의 다양성에 맞도록 탄성 재질로 만들어질 수 있다.

<81> 기본적인 폐 파라메타를 측정하기 위해, 의복(1)에는 가슴 유도 플레디스모그래피 센서 밴드(4) 및 복부 유도 플레디스모그래피 센서 밴드(6)가 구비된다. 밴드(4)는 바람직하게 겨드랑이 바로 밑에 배치되고 밴드(5)는 바람직하게 배꼽 위 1 내지 2cm에 배치된다. 기본적인 심장 파라메타를 측정하기 위해, 의복(1)에는 흉곽 유도 플레디스모그래피 센서 밴드(5), 및 의복(1)로부터 떨어져 있는 선택적인 목 유도 플레디스모그래피 센서 밴드(7)가 구비된다. 밴드(5)는 바람직하게 검상 처리의 레벨에 위치되고, 밴드(7)은 바람직하게 목의 바닥 위 1 내지 2cm에 배치된다. 바람직하게 의복은 ECG 전극 및 ECG 전극(10(우측 팔 신호를 개략화함) 및 11(좌측 팔 신호를 개략화함) 및 12(좌측 다리 신호를 개략화함)를 부착하기 위한 차단기(12)를 구비한다. 대체 실시예에서, 센서 밴드(4, 6) 또는 센서 밴드(5)는 제거될 수 있거나 또는 선택적인 센서 밴드(7)가 존재하지 않을 수 있거나 또는 부수적인 센서 밴드가 존재할 수 있다.

<82> 본 실시예에서, ECG 신호를 포함한 의복 위에 장착된 모든 센서로부터의 신호들은 신호 케이블(2)을 거쳐 외부 마이크로프로세서 유닛(3)에 결합된다. 신호 케이블(2)은 선택적인 신호 케이블(13)에 의해 연장되어, 선택적인 목 밴드(7)로부터의 신호를 도전시킨다. 신호 케이블(2)과 다양한 센서간의 접속은 개방 가능한 플랩(flap)(18) 밑에 존재하는데, 이 플랩(18)은 이 접속 및 파괴 또는 손상으로부터 센서와 긴밀히 연관된 임의의 전자 모듈을 보호하고 또한 미학적 표면 형태를 제시한다. 대체 실시예에서, 이 신호 케이블은 위치된 몇몇 스냅(snap)에 의해 의복에 부착되고, 연관된 전자 모듈은 의복의 포켓에 놓여지고, 접속부는 기계적 수단에 의해 정 위치에 단단히 고정된다. 신호 케이블을 안전하게 보호하기 위한 다른 방법은 기술분야의 숙련자에게 명확할 것이고 본 발명의 범위 이내이다.

<83> 또한 플랩의 밑에 있는 것은, 지퍼(zipper), 바람직하게 의복을 위치시키고 제거하는데 도움이 되는 의복의 완전한 길이이다. 선택적으로, 그리고 덜 바람직하게, 의복은 한 조각으로 머리위에서 배치 및 제거되도록 정렬될 수 있다. 이 경우에, 지퍼 또는 다른 고정 장치의 필요성이 존재하지 않는다. 예를 들어, 복수의 버튼 및

버튼구멍, 또는 그로밋(grommet)에 끼워지는 복수의 루프, 또는 복수의 타이, 또는 복수의 이 대신에 연속적으로 함께 벨브가 끼워지는 지퍼와 같은 장치와 같은 다른 유사한 의복 고정 장치가 사용될 수 있다. 하나 이상의 지퍼가 또한 사용될 수 있다.

- <84> 유도 플레디스모그래피(IP) 센서 밴드(4, 5, 6 및 7) 및 의복(1) 자체는 바람직하게 양호한 신호 품질이 장점일 몇 가지 조건을 충족시키기 위해 몇 개의 기능 또는 구성 소자를 포함한다. 먼저, 센서 밴드는 그 단면 영역이 측정될 실질적으로 횡 평면에서 신체 둘레의 도체 루프인 센서 자체를 포함한다. 밴드가 활동 동안 변하는 단면 영역을 정확하게 감지하기 위해 (모니터될 개인의 신체의) 몸통에의 주변으로 긴밀하게 접촉하여 유지되기 때문에, 도체는 정상적인 생리학적 이동을 수용하도록 종으로 유연하여야 한다. 또한, 충분한 측정 정확도 및 속도를 얻기 위해, 도체 루프를 포함한 LC 회로는 충분히 높은 Q 인수를 가져야 한다. 일반적으로, 바람직한 주파수에서, 도체는 바람직하게 약 1Ω(0hm) 미만의 저항을 갖는다. 임의의 유연한 저저항 도체가 사용될 수 있다. 바람직한 실시예에서, 도체는 인덕턴스 관계에 단면 영역의 방해 없이 팽창 및 수축을 위해 사인파로 정렬된 금속성 배선이다. 예를 들어, 사인파 배선 구조는 "과장"이 예상되는 활동을 수용하기에 충분한 종 유연성을 제공하기에 적합한 1 내지 2cm의 "진폭"을 가질 수 있다.
- <85> 호흡 신호를 얻는 가슴 센서 밴드(4) 및 복부 센서 밴드(6)의 경우, 일반적으로 신체에 대한 도체의 한 루프는 충분한 신호 품질을 얻는다. 흉곽 센서 밴드(5) 및 또한 목 센서 밴드(7)의 경우, 일반적으로 2 내지 4 루프의 몇 개의 루프는 충분한 신호 품질을 달성한다.
- <86> 다음에, 신체에 대한 긴밀한 주변 접촉을 유지하기 위해, 센서 밴드는 또한 신체에 대해 밴드를 유지하는데 충분한 종 탄성을 제공하는 탄성 재료를 포함한다. 예를 들어, 밴드는 기술분야에 공지된 탄성 밴드와 유사한 탄성 재료의 종으로 정렬된 스트립을 포함할 수 있다. 센서 도체는 스테드의 루프로 케머어질 수 있는 복수의 구별되는 접촉부에 의해 부착될 수 있다. 보다 바람직하게, 밴드는, 직조 또는 니트 처리 동안 포함되는, 사인파로 정렬된 동 배선이 일체화되어 있는 직조 또는 니트 탄성 재료를 포함할 수 있다. (본 발명의 참조로서 일체화되어 있는) 본 출원의 위임인에게 위임된 미국특허 출원 제09/774,333호를 참조한다. 센서 도체는 기술분야에 공지된 다른 방법의 하부 재료, 예를 들어 접착제에 의해 부착될 수 있다.
- <87> 단순히 신체와의 긴밀하게 주변으로 접촉을 유지하는 것 이외에, 밴드는 일일 활동 동안 신체의 몸통의 표면 위에서 밑으로 또는 위로(집단적으로 종으로) 이동하여서는 안된다. 이는 각각의 밴드로부터의 신호가 하나의 의도하는 단면 영역에만 반응하도록 하는데 장점이 있다. 가벼운 활동으로만 활동하는 충분히 마른 남자의 경우, 긴밀한 주변 접촉을 밴드를 유지하는 탄성은 종 안정성을 달성하는데 충분할 수 있다. 그러나, 조깅 또는 다른 운동 활동과 같은 일반적으로 그리고 특히 정상적이거나 모호한 활동의 경우에 또는 보다 큰 신체 체질을 갖는 개인의 경우, 이와 같은 주변 탄성은 종 안정성에 충분하지 않을 수 있는 것으로 밝혀졌다.
- <88> 따라서, 도 1에 도시된 실시예에서, 각각의 밴드에는 또한 필요에 따라 각 밴드를 타이트하게 개별적으로 조정하는 것을 허용하는 개별적인 고정 장치(8)가 구비된다. 고정 장치(8)에 의해 개략적으로 도시된 한가지 이와 같은 고정 수단, 금속 또는 탄성 이 또는 쌍으로 된 링들이 밴드에 부착된 잉여 재료(excess material)(8)를 그립하는 그립 장치(gripping device)이다. 그립 장치가 잉여 재료를 인장 하에 유지하도록 잉여 재료를 잡아당기게 되면 밴드를 고정시킬 것이지만, 그립 장치의 메커니즘(즉, 링 또는 이)의 해제는 옷을 벗는 동안 밴드를 느슨하게 한다. 이와 같이, 모니터링 의복에서 옷을 입은 후에, 밴드들은 모니터링 의복 사용의 초기 기간 이후에 충분한 것으로 밝혀진 견고성으로 개별적으로 조정될 수 있다. 밴드들은 옷을 벗기 위한 준비에서 느슨하거나 해제될 수 있다. 바람직하게, "잉여" 재료 및 그립 장치는, "잉여" 재료가 유도 플레디스모그래피 센서 밴드 어셈블리의 일부로서 포함된 환자를 회전하는 재료의 밴드 일부인 뱃대끈(또한 띠라고도 함)를 형성한다. 대체 고정 수단은 잉여 재료의 복수의 구멍중의 하나를 통해 돌출하는 이를 갖는 벨트와 같은 혁대와 같은 구성, 또는 죄는 끈에 사용되는 바와 같이 그로밋에 대해 잉여 재료를 그립하는 슬라이드 가능한 스프링-장착 장치, 또는 단순히 신발 끈과 같이 사용되는 활형 매듭, 또는 다른 그립 수단을 포함한다. 임의의 뱃대끈 또는 띠 재료는 물론 또한 탄성이어야 하지만, 바람직하게 기존의 센서 밴드 재료 이상의 뻣뻣한(덜 탄성적인) 재료이어야 한다.
- <89> 종 안정성의 한가지 특징은, 활동 동안 의복 재료 자체가 밴드 센서 모드를 의도하는 것보다 연장되는 종 영역, 및 또한 인접하는 구별되는 밴드 센서 간에 결합시키는 기계적 결합을 유발하는 밴드로 뽑아질 수 있다. 이와 같은 결합은 감소 신호 특성을 합성하고, 이와 같이 결합된 센서로부터 신호들을 함께 합성할 수 있어, 생리학적 파라메타 결정의 정확도가 감소되게 되거나 또는 임의의 파라메타를 결정하는 불안정성의 결과가 된다. 따라서, 센서 밴드 사이의 의복 재료가 단단하지 않지만, 예상되는 모든 활동의 정도(예를 들어, 이와 같은 잉여

재료는 도 1의 의복(1)의 영역(19)에 존재할 수 있다)중의 활동을 수용하는 다른 중 움직임 및 중 스트레칭을 수용하기에 충분한 잉여를 갖는 것이 바람직하다. 선택적으로, 의복 재료는 중으로 충분히 펼 칠 수 있어야 하고, 밴드는 주변적으로 타이트하도록 충분히 탄성적이어야 하거나 충분히 타이트하도록 신치(synched)되어야 하고, 따라서 중 움직임은 주로 몸통에 대해 거의 또는 어떠한 중 밴드 이동을 갖지 않는 의복의 스트리칭에 의해 수용되게 된다. 이들 설계는 밴드들 간의 의복이 탄성 재료의 일부 잉여를 갖도록 결합될 수 있다. 특히, 의복이 신체 유형의 범위를 수용하는 탄성 재료로 만들어진 경우, 특히 의복 크기 및 절단에 대해 보다 큰 신체 종류의 개인에 대해 중 기계적 결합이 발생하는 것을 방지하는 것에 유의하여야 한다.

<90> 의복이 지퍼되거나 또는 달리 유사하게 고정되는 경우, 유도 플레디스모그래피(IP) 센서 밴드중의 적어도 일부는 반드시 중단된다. 그러나, 의복 고정기는, 의복이 고정될 때, 센서 밴드의 탄성이 반드시 의복 분할에서 중단되더라도 수립되도록 배열되어야 한다. 지퍼로서, 지퍼 고정기의 실질적으로 연속하는 성질로 인해 이는 용이하게 달성된다. 다른 임의의 밴드 고정 장치는 또한 의복 고정기와 협동하여야 한다. 그립 장치에 의해 고정되는 밴드끈(또는 띠)로서, 잉여 밴드끈이 의복의 분할 양단에 걸쳐 연장하도록 하므로써 용이하게 달성된다. 마지막으로, 도전 루프는 의복 분할에서 중단되고, 루프의 중단에 플러그 또는 커넥터의 정합 쌍을 구비하므로써 이 분할을 연결할 수 있다. 선택적으로, 도체 밴드의 하나 또는 양 단부는 하나의 케이블(이하 참조) 위에 실장된 커넥터에 플러그될 수 있다. 기술분야의 숙련자는 다른 종류의 의복 고정기와와의 협동을 위해 IP 센서 밴드를 유사하게 정렬할 수 있다는 것을 알 것이다.

<91> 이미 설명된 센서 이외에, 본 발명의 모니터링 장치를 갖는 부수적인 센서가 일체화될 수 있다. 보행 모니터링 동안 얻어지는 생리학적 파라메타를 정확하게 해석하기 위해서는, 환자의 자세가 결정될 수 있는 정보를 갖는 것이 바람직하다. 적어도, 모니터링 사람이 누워있고, 앉아있거나 서있는지, 만일 서있다면, 정지, 걷는지 또는 달리는 지를 결정하는 것이 유용하다. 바람직한 실시예에서, 이 정보는 중력에 대한 방향을 측정하는 가속도계에 의해 제공된다. 도 1에 도시된 장치는, 선택적으로 밴드 센서중의 하나와 연관된 전자 모듈에 일체화되므로써 의복(1)에 부착된 가속도계를 포함한다. 이와 같은 하나의 센서는 몸통의 배향만을 제공할 수 있다. 하나 또는 두 개의 대퇴부에 매여진 선택적인 가속도계에 의해 다른 정보가 제공될 수 있다. 이들 부수적인 가속도계로부터의 신호들은 커넥터(15)의 신호 케이블에 부착하는 보조 케이블(14)에 의해 신호 케이블(2)로 도전될 수 있다.

<92> 더욱이, 임의의 혈관으로의 흡수를 위한 경로로서 피부에 적용되는 센서가 도시된 모니터링 장치에 일체화될 수 있다. 이와 같은 센서는 손가락에서 헤모글로빈을 측정하는 펄스 옥시미터, 다양한 종류의 혈액 압력 센서, 혈액 화학을 표시하는 혈액의 흡수를 위한 경로로서 피부에 적용되는 센서, 예를 들어 혈액 글루코스 센서 또는 단 전해 센서 등을 포함할 수 있다. 이들 센서로부터의 신호들은 신호 케이블(16)을 통해 마이크로프로세서(17)에 도달할 수 있다. 바람직하게, 이들 센서들은 마이크로프로세서 모듈, 예를 들어 RS-232 이상의 현대적인 직렬 인터페이스에의 표준 인터페이스를 제시할 것이다. 더욱이, 기술분야에 공지된 방법으로 놓인 7 또는 12 리드로부터 신호를 수신하므로써와 같이, 보다 완전한 ECG 정보를 얻는 것이 바람직할 수 있다. 보다 부수적인 센서는 잠자는 동안 코골고 그리고 깨어있는 동안 걷는 것을 검출하는데 유용하다. 자는 동안의 코골기의 검출은 수면 호흡 정지 연구에 유용한 초기 또는 실제의 상부 공기통로 방해의 중요한 표시이다. 이와 같은 실시예에서, 마이크로프로세서 모듈은 표준화된 방법으로 그리고 표준화된 형식으로 혈관으로의 흡수를 위한 경로로서 피부에 적용되는 측정가능한 생리학적 파라메타의 넓은 배열을 반영하는 정보를 수용할 수 있다.

<93> 5.2.2 마이크로프로세서 유닛 및 케이블

<94> 이전에 설명된 바와 같이, 본 발명의 모니터링 장치에는 주 및 보조 신호 케이블에 제공도리 수 있다. 도 1은 주 센서 밴드(4, 5 및 6) 및 보조 센서 밴드(7)로부터의 신호를 운반하는 주 신호 케이블(2)을 도시한다. 이 케이블은 또한 예를 들어, 리드(10, 11)을 통해 제공된 ECG를 실장하기 위한 제공, 및 커넥터(15)에서 수신된 다른 센서로부터의 신호를 위한 제공을 갖는다. 더욱이, 보조 신호 케이블(16)은 선택적으로 신체상에 배열된 많은 다른 센서로부터의 신호를 운반할 수 있다.

<95> 모니터링 장치에 의해 수집된 신호들은 마이크로프로세서 유닛(3)에 의해 수신된다. 장치(3)은 적어도 기본적인 데이터 입력 및 저장 기능을 수행하고, 선택적으로 알람 기능, 통신 기능 및 전력 관리 기능을 수행한다. 이 장치는 특히 이메일 교환에 사용되는, 기존의 PDA, 핸드폰, 핸드폰/PDA 결합체, 양방향 페이지, 및 다른 유사한 휴대용 장치에 부가물로서 부착될 수 있다. 또한 이 장치는 적어도 마이크로프로세서 및 연관된 구성요소, 및 선택적으로 신호 처리 회로를 포함하는 커스텀 설계일 수 있다. 바람직하게, 장치(3)은 모니터링 개인에 의해 입력된 데이터를 위한 접속 감지인 디스플레이 스크린(17)을 갖는다. 음성 명령 인식, 음성 또는

가청 알람 출력, 부착 가능한 키보드 등과 같은 다른 사용자 인터페이스 특징이 제공될 수 있다. 이 장치는 또한 선택적으로 무선 통신 회로를 포함한다. 또한, 도 1에 도시된 장치(3)이 가능하게 휴대용이지만, 이는 또한 예를 들어 현대의 개인의 정상적인 옷 위에 실장될 수 있거나 또는 의복(1)에 제공된 포켓에 놓일 수 있다.

<96> 제1 데이터 입력 기능은 모니터링 개인에 의해 입력된 정보를 수신하고 저장하는 것이다. 예를 들어, 모니터링 개인은 관측될 수 있는 임의의 증후와 함께 날마다 주요 활동을 입력할 수 있다.

<97> 본 발명의 모니터링 장치의 센서에 의해 발생하는 디지털화된 신호를 수신하고 저장하는 제2 데이터 입력 및 저장 기능은 가능한 통신 기능과 긴밀히 연관되어 있다. 바람직하게, 본 발명은 장점으로 그리고 바람직하게 헬스 케어 요원을 위해 요약 형태로 사용되는지 아닌지에 따라 모든 원 신호 데이터를 저장함으로써 "표준 이벤트 레코딩"을 위한 잘 공지된 표준에 부합한다. 중앙 저장장소에 원 데이터를 저장하는 것은 정규 인가에 의해 수행되고, 본 발명에 의한 모니터링의 품질 제어에서 중요하다. 더욱이, 헬스 케어 요원은 중앙 저장장소를 액세스함으로써 가능한, 모니터링 개인에서 발생하는 생리학적 이벤트를 표시하는 원 데이터를 때때로 조사할 수 있다.

<98> 그러나, 이 원 데이터는 기본적인 모니터링 의복에 대해서도 클 수 있다. 표 1은, 연산이 바람직한 샘플 정확도 및 각각의 센서를 위한 데이터 속도인 도 1의 장치에 의해 발생하는 데이터 속도를 표현한다.

<99> 따라서, 본 발명은 이용 가능한 배터리 전력 및 액세스 가능한 무선 시설에 주로 의존하는 저장 또는 원 데이터를 위한 다양한 절충을 포함한다. 예를 들어, 만일 고대역 무선 데이터 전달, 예를 들어 64kbits/sec 이상이 개인의 일일 활동 전반에 걸쳐 이용가능하면, 현재(어플리케이션의 필링 날짜(fillign date)의) 사용가능하지 않은 가능성이 있으면, 이때 모든 원 데이터의 무선 전송은, 이용 가능한 장치 배터리 전력 및 무선 액세스의 비용을 고려할 때 받아들일 수 있는 2% 미만의 장치 송신기 듀티 사이클을 필요로 할 것이다. 한편, 현재 이용 가능한 무선 액세스는 기껏 14.4 kbits/sec의 데이터 송신 속도를 지원한다. 이들 속도로 장치 송신기는 받아들일 수 없는 전력 및 무선 액세스 비용일 가능성이 있는 가상적으로 100% 듀티 사이클을 가질 것이다.

<100> 선택적으로, 데이터는 국부적으로 마이크로프로세서 유닛(3)에 저장되어 벌크로만 주기적으로 전송될 수 있다. 예를 들어, 공통으로 이용 가능한 64MB 플래시 메모리 모듈은 12 시간 이상 동안 원료 데이터를 용이하게 저장할 수 있다. 128MB 모듈은 데이터의 24 시간을 보유할 수 있다. 완전한 플래시 메모리 모듈은 오버나이트 메일 서비스(overnight mail service)로 의해 교체되어, 오버나이트 메일 서비스에 의해 중앙 저장장소에 저장될 수 있다. 선택적으로, 데이터는 고속 유선 디지털 접속(즉, 인터넷에의 DSL 또는 케이블 모델)에 의해 직접 중앙 저장장소로 보내질 수 있다. 예를 들어, 마이크로 하드-드라이브 또는 마이크로 ZIP 드라이브와 같은 다른 리무버블 메모리 기술이 또한 사용될 수 있다. 본 실시예에서, 장치(3)는 인식된 알람과 같이, 중요하거나 또는 상당한 생리적 이벤트를 무선으로 통신할 수 있다. 이는 대부분의 위치에서 현재 각각 용이하게 전송되는 데이터의 훨씬 작은 양일 것이다.

<101> 따라서, 이용가능한 무선 데이터 속도 및 액세스 비용에 따라, 이용가능한 장치 배터리 전력에 따라, 그리고 이용가능한 리무버블 메모리 용량에 따라, 본 발명은 모든 원 데이터의 무선 전송을 중앙 저장장소에서 주기적으로 전송하는 모든 원 데이터의 로컬 저장장치까지의 마이크로프로세서 유닛 설계를 포함한다. 후자의 실시예는 현재 대부분의 위치에서 바람직하다.

<102> 또 다른 데이터 저장 실시예는, 모니터링 의복의 마이크로프로세서에서 모니터링되고 있는 개인의 짧은 거리, 아마도 10 내지 1000 피트 내의 로컬 수신기로 로컬 전용 무선 전송을 포함한다. 로컬 수신기로부터, 데이터는 헬스 케어 제공자에 의해 액세스하기 위한 중앙 저장장소로의 주기적인 전송을 위해, 로컬 컴퓨터 시스템, 예를 들어 PC형 컴퓨터에 저장될 수 있다. 주기적인 전송은 위에서 설명한 바와 같이 날마다 몇 번 리무버블 매체를 통할 수 있거나 또는 아마도 시간마다 표준 또는 고속 액세스(DSL 또는 케이블 모델)를 통할 수도 있다. 선택적으로, 중앙 저장장소는 헬스 케어 제공자에 의해 액세스되는 로컬 서버 PC형 컴퓨터로서 교체될 수 있다. 비록 송신기 듀티 사이클을 변경하지 않지만, 로컬 무선 전송은 공중 무선 시설에의 액세스 비용을 제거할 것이고 보다 고속일 수 있고, 따라서, 원 데이터의 무선 전송을 보다 알맞은 절충이 되게 한다. 본 실시예는 거주자 또는 헬스 케어 시설 또는 상대적으로 작은 작업장으로 국한된 개인의 보행에 적합할 것이다. 이는 그 정상적인 일일 행동에 관여하는 개인에 적합할 수 없다.

<103> 대체 실시예에서, 마이크로프로세서는 저장 이전에 신호 데이터를 압축할 수 있다. 이 압축은 적당한 공지된 압축 기법을 인코딩하는 소프트웨어로 구현될 수 있다. 예시적인 기법은 레코딩된(recorded) 주파수 데이터가 실질적으로 제로 평균 주파수를 갖도록 오프셋되도록 각각의 빈도 데이터로부터 기본 캐리어 주파수를 추출하는

것이다. 더욱이, 각각의 오프셋 주파수 데이터는 하나 이상의 이전 오프셋 주파수 데이터에 대해 차이로서 레코드될 수 있다. 주기적으로, 현재의 캐리어 주파수 및 오프셋 주파수 데이터는 압축 소프트웨어를 동기화하도록 레코드될 수 있다.

<104> 다음에, 마이크로프로세서 유닛(3)은 선택적으로 모든 경우에 가정이지만, 시각 정보의 스크린 디스플레이를 또한 포함할 수 있는 알람 상태 및 발생 알람 신호를 인식할 수 있다. 평균 능력의 마이크로프로세서 유닛에 의해 인식가능한 알람 상태는 두가지 기본적인 종류이다. 첫 번째 종류는 이산 일시 이벤트이다. 예를 들어, 심장 속도는 위험한 수준까지 갑자기 증가하거나 또는 파라도क्स 월 모션(paradoxical wall motion)이 관찰되거나 또는 숨쉬기가 위험하게 느려지거나 중지한다. 알람 상태의 두 번째 종류는 1 내지 2 시간 에 걸쳐 진행되는 경향이다. 예를 들어, 과도한 심장 질환 환자에서, 아마도 유지되는 심근 속도와 결합된 2 시간에 걸친 증가하는 호흡 속도는 초기에 꽤 부종의 개시를 알릴 수 있다. 유사한 변화는 고산병의 위험한 형태를 초기에 경고하기 위해 고도에 있는 사람에 대해 알람될 수 있다. 다른 분리성 및 기술분야의 숙련자에게 공지된 경향이 또한 알람될 수 있다. 선택적으로, 보다 강력한 마이크로프로세서 유닛은 신경망 또는 규칙에 기초한 시스템과 같은 인공 기술을 이용하여 보다 복잡한 알람 상태를 인식할 수 있다.

<105> 마지막으로, 전력 관리는 마이크로프로세서 유닛에서 수행될 수 있는 중요한 선택적 기능이다. 바람직하게, 본 발명에 따른 모니터링 장치에 포함되어 있는 다양한 전자 모듈 및 센서는, 모듈 또는 센서가 액티브 사용에 있을 때마다 감소된 전력 소비를 제공하는 전력 관리 시설을 포함한다. 예를 들어, 감소된 전력 소비는 마이크로프로세서 유닛에 의해 발생하는 제어 신호에 의해 관리될 수 있다. 부수적으로, 배터리 전력은 물리적으로 장치(3)의 일부일 수 있다. 선택적으로, 개별적인 배터리 장치는, 예를 들어 의복(1)의 포켓에 정렬될 수 있다.

<106> 5.2.3 다른 모니터링 의복 실시예

<107> 지금부터 도 2 및 3을 참조하면, 비침습적 생리학적 모니터링 의복(30)의 다른 실시예는, 모니터링 개인의 몸통 위 및 몸통에 입혀진 의복(31)에, 수 놓여지고, 꿰매어지고, 내장되며, 직조되고, 고정되거나 실장되는 유도 플레디스모그래피 센서(20-25)를 구비한다. 도 2 및 3에 도시된 바와 같이, 의복은 골반 영역 및 상 대퇴부를 덮는 부분을 포함하는 터틀-목(turtle-neck) 긴 슬리브를 구비할 수 있다. 긴 슬리브의 의복(31) 대신에, 본 실시예의 의복은 센서(25)를 포함하지 않는 도 4에 도시된 슬리브없는 셔츠(31a)를 구비할 수 있다. 더욱이, 의복은 또한 도 2에 도시된 다리 부분 없이 만들어질 수 있다. 모니터링 의복(30)은 또한 의복(31)의 배면의 안쪽에 꿰매어지고, 내장되거나 접착제로 고정될 수 있는 심전도 전극 센서(26)를 구비할 수 있다. 선택적으로, 심전도 전극 센서(26)는 모니터링 개인의 직접 고정될 수 있다. 의복(31)은 예를 들어 벨크로 스트립(velcro strips) 또는 타이(ties)(16)(도 2 및 3 참조)와 같은 고정 장치(32)를 사용하여 신체에 고정될 수 있다. 선택적으로, 의복은 도 4에서와 같은 고정 장치 없는 셔츠를 구비할 수 있다. 본 실시예에서, 센서(20-25)는 개인의 몸통에 정위치로 지지하기 위한 탄성 재료 부분을 포함할 수 있다.

<108> 마이크로프로세서 유닛(33)은 한 실시예에서, 유도 플레디스모그래피 센서(20-25)를 위한 오실레이터-복조기(이하 참조)를 구비하고, 멀티플렉스 능력을 갖거나 또는 다양한 센서(20-25) 간의 누화를 제거하기 위해 각각 서로 다른 주파수로 동조된 개별적인 오실레이터 모듈의 형태를 취한다. 오실레이터 모듈(20a-24a)은 또한 각각의 유도 플레디스모그래피 센서(20-24)(도 4 참조)에 직접 부착될 수 있다. 선택적으로, 오실레이터 모듈은 마이크로프로세서 유닛(33)에 직접 위치될 수 있다. 마이크로프로세서 유닛은 모니터링 개인의 허리에서 의복의 측면에 부착된 것으로 도시되어 있고, 그러나, 선택적으로 개인의 신체 위 또는 주변의 임의의 안락한 위치 또는 장소에 부착되거나 실장될 수 있다. 위에서 설명한 바와 같이, 마이크로프로세서 유닛(33)은 센서(20-26)로부터 모니터링 신호를 수집하는 레코딩/알람 장치를 구비한다. 더욱이, 마이크로프로세서 유닛(33)은 그 중에서도 알람 상태를 결정하고 데이터 로깅 기능을 제공하는 프로세서를 구비한다. 마이크로프로세서 유닛(33)은 또한 바람직한 영역에서 개인 및/또는 헬스 케어 제공자에게 알람 및 행동 권고를 제공하기 위해, 선택적으로 시각 디스플레이를 갖는 사운드 시스템과 같은, 출력 장치(45)를 구비할 수 있다. 한 실시예에서, 사운드 시스템은 솔직하게 말하는 가청 진술로서 이들 알람 및 행동 권고를 제공한다.

<109> 가청 메시지를 재생하는 사운드 시스템 이외에, 출력 장치(45)는 메시지를 디스플레이하는 모니터 스크린과 같은 디스플레이 유닛일 수 있다. 이 대체물은 예를 들어, 모니터링 개인이 말을 못하거나 또는 거의 듣지 못할 때 또는 가청 메시지에 단지들을 수 있을 때 이해되거나 인식하기가 힘들 수 있는 많은 양의 정보를 이들 메시지가 포함할 때 사용될 수 있다. 이와 같은 수정은, 개인이 마이크로프로세서 유닛(33)의 모니터 스크린의 가시선 내에 존재하지 않을 수 있기 때문에, 새로운 메시지가 존재할 때 모니터링되는 개인으로 부수적인 신호가 전달될 것을 필요로 한다. 이 목적을 위해, 마이크로프로세서 유닛(33)은 모니터링되는 개인에서 새로운 메시지가

존재한다는 것을 알리기 위한 램프와 같은 알람 장치를 포함하거나 활성화시킬 수 있다. 마이크로프로세서 유닛(33)이 모니터링 의복(30) 위에 장착되기 때문에, 알람 장치는 또한 활성화될 때 모니터링되는 개인에 의해 느껴질 수 있는 마이크로프로세서 유닛(33)의 진동을 수행할 수 있다.

- <110> 마이크로프로세서 유닛(33)은 HandSpring 또는 Palm Pilot과 같은 PDA 또는 무선 통신할 수 있는 임의의 이동 장치를 포함하도록 내장될 수 있다. 바람직한 실시예에서, 전극(20-26)은 마이크로프로세서 유닛(33)에 플러그 될 수 있는 전자 모듈에 유선화될 수 있다. 모듈은 마이크로프로세서 유닛의 프로세서를 이용하여 모니터링, 알람, 데이터 로깅 기능을 수행한다. 더욱이, 모니터링 신호는 받아들일 수 있는 범위 내에 있게 하는 디폴트 값에 비교될 수 있다. 만일 모니터링 신호가 받아들일 수 있는 값의 범위를 초과하거나 이하이면, 알람 기능은 개인을 경고한다.
- <111> 마이크로프로세서 유닛은 취해진 증상, 활동, 약물, 및 무드와 같은 정보를 개인이 입력할 수 있게 하는 입력 능력을 포함한다. 이들 입력 능력은 개인이 리스트로부터 단순히 선택할 수 있도록 메뉴 구동될 수 있다. 선택적으로, 개인은 접촉 감지 스크린 상에 기록하거나 키보드를 타이핑함으로써 그 증상을 입력할 수 있다.
- <112> 마이크로프로세서 유닛(33)은 또한 헬스 케어 제공자가 원격 장소에서 데이터를 보거나 분석할 수 있도록 모니터링 의복(30)으로부터 수신된 데이터 및 연관된 알람 및/또는 메시지를 수신 장치(34)에 송신하기 위해 헬스 케어 제공자가 가지고 다니는, 개별적인 또는 원격 장소에 위치한 수신 장치(34)에 접속 또는 링크될 수 있다. 더욱이, 개인은 이때 입력 능력을 이용하여 증상, 활동, 약물 및 무드에 관한 정보를 헬스 케어 전문요원에 제공할 수 있다. 원격거리의 전송은 모뎀, 인터넷 접속, 위성 접속, 케이블 또는 표준 무선 전화망과 같은 임의의 다른 통신 시스템 또는 구성을 통해 이루어질 수 있다. 마이크로프로세서 유닛(33)과 수신 장치(34) 간의 접속은 또한 원격 장소에 있는 헬스 케어 제공자가 정보를 마이크로프로세서(33)로 반환할 수 있게 한다. 예를 들어, 헬스 케어 제공자는 특정 명령을 모니터링되는 개인에게 제공하기를 원할 수 있다. 또한, PDA는 개인의 상태를 추적하고 다른 개인과의 비교를 위해, 모니터링 의복(30)에서 로컬 또는 원격 데이터베이스까지 로그할 수 있다. 이는 모듈 또는 마이크로프로세서 유닛(33)에서 진단 알고리즘의 지속적인 수정 및 세련화 및 수신 장치(34)에서 마이크로프로세서 유닛까지 행동 권고의 전송을 가능하게 한다.
- <113> 모니터링 의복(30 또는 30a)은 약 1-1000 포인트/초(이용 가능한 센서에 따라) 범위의 속도로 데이터를 수신 장치로 송신할 수 있다. 선택적으로, 데이터 처리 파형으로부터 감소된 1분 경향 수치 값이 매5 내지 10분마다 전송되어, 이 경우에 모니터링 의복은 역 또는 미리-프로그램된 이벤트가 발생하여 모니터링 의복 상의 마이크로프로세서 유닛(33)에 전력을 입력하는 배터리를 보존할 때에만, 약 1-1000 포인트/초 범위의 속도로 데이터를 전송할 수 있다.
- <114> 개별적인 센서(20-26)의 구조 및 동작 기능이 이하에 상세히 설명될 것이다. 목 유도 플레디스모그래피 센서(24)는 의복(31 또는 31a)의 영역에 꿰매어지고, 수놓아지거나 내장된다. 센서(24)는 경정맥 펄스, 경동맥 펄스, 호흡과 관련된 흉막내 압력 스윙, 목 근육의 수축, 및 팽창하는 심방파를 모니터링한다. 센서(24)에 의해 수집된 데이터로부터 중앙 정맥압의 추정에는 흉막내 카테테르를 사용하여 동시에 레코딩된 값에 비교한다. 경정맥 펄스가 심전도계의 'P' 과 대신인 심방 수축에 관련된 'a' 파를 기술하기 때문에, 센서(24)로부터의 데이터는 흉막내 빈맥으로부터 돌연변이 흉막내 도전에 따라 어리미스(arrhythmias) 및 심실상성 빈맥을 구별하는데 도움이 될 수 있다. 심전도계와 결합한 동맥 펄스의 레코딩은 좌심실의 기계적 기능을 추정하는데 사용될 수 있는 심장 수축 시간 간격의 계산을 가능하게 한다. 센서(24)는 또한 보다 저속의 호흡 편차 및 혈관 펄스에 중첩되는 날카롭고 일시적인 파형으로서 팽창하는 편차를 레코딩할 수 있다.
- <115> 복부 플레디스모그래피 센서(20) 및 갈비뼈 플레디스모그래피 센서(21)는 각각 복부 및 갈비뼈의 팽창 및 수축을 모니터링하기 위해, 예를 들어 의복(31 또는 31a)의 복부 및 갈비뼈 부분에서 꿰매어지고, 수놓아지거나 내장된다. 함께 사용되는 센서(20, 21)는 호흡 유도 플레디스모그래피라고 하며, 호흡 패턴을 레코딩하는데 이용된다.
- <116> 흉곽 유도 플레디스모그래피 센서(22)는 검상 처리 영역 주변의 의복(31 또는 31a)으로 꿰매어지고, 수놓아지거나 내장된다. 센서(22)는 하나 이상의 플레디스모그래피 코일형 센서로 형성될 수 있고, 숨 정지 동안 그리고 느린 호흡 동안 비트 바이 비트(beat by beat) 흉막내 체적을 모니터링한다. 마이크로프로세서 유닛 레코딩/알람 장치(40)에 의한 결과로 나타나는 파형의 분석은 심장 출력 및 스트로크 체적의 변화, 및 심장 수축 및 심장 이완 기능에 관련된 파라메타의 계산을 가능하게 한다. 흉막내 파형의 파생 분석은 주교관 값의 Echo-Doppler 측정과 유사한 파라메타를 만든다. 주교관 흐름 속도 파라메타의 감속 시간은 절충되는 좌 흉막내 기능을 갖는 개인에서 폐 모세관 웨지 압력의 추정을 제공할 수 있다. 보다 긴 감속 시간은 상승되는 폐 모세관 웨지 압력

에 따라 정상적으로 보다 짧은 시간과 일치한다.

- <117> 두 개의 헤미소레식(hemithoracic) 유도 플레디스모그래피(23)은 예를 들어, 상부 흉곽의 우측 및 좌측 상의 의복(31 또는 31a)에 꿰매어지고, 수놓아지거나 또는 내장된다. 이들 센서(23)는 두 개의 헤미소레식 간의 숨쉬기 및 파라독스 행동과 지역적으로 팽창하는 불균형의 측정을 가능하게 한다. 이와 같은 불균형은 복수의 일출, 횡경막 편측부전마비, 또는 기흉을 제시하고, 임의의 클리닉 환경의 진단을 도울 수 있다.
- <118> 다리 유도 플레디스모그래피 센서(25)는 예를 들어, 의복(31)의 팔꿈치 및 손목 영역에서 꿰매어지고, 수놓아지거나 또는 내장된다. 센서(25)는 다리 또는 그것에 놓여있는 극단의 베셀(vessel)에 걸쳐 혈관 펄스를 레코드한다. 센서(25)는 표준 플레디스모그래피 폐쇄 기법을 사용하여 주변 혈액 흐름, 그 극단의 분리된 센서(25)의 쌍을 사용하여 펄스 전송 시간, 또는 목의 동맥에서 극단까지 펄스 천이 시간을 레코드하는데 사용된다. 센서(25)는 또한 커프 수축(cuff deflation) 동안 체계적인 혈액압의 넓은 밴드의 외부 펄스 레코딩을 제공할 수 있다.
- <119> 모니터링 의복(30)의 바람직한 실시예는 심전도계(ECG) 전극 센서(26)(도 3)을 더 포함한다. 이전에 설명한 바와 같이, ECG 전극 센서는 모니터링 의복(30)에 장착되거나 또는 선택적으로, 개인 신체에 직접 부착되고 배선을 거쳐 PDA(33)에 접속될 수 있다.
- <120> 센서(26)로부터의 ECG 측정의 RR 간격, 및 위에 설명한 바와 같이 호흡 유도 플레디스모그래피 센서(20, 21)로부터의 조수 숨쉬기 파형의 결합은 단조로운 신경 체계 기능의 측정인 호흡 동 부정맥(arrhythmia)를 결정하는데 사용될 수 있다. 이 측정의 높은 값은 부교감 신경계 활동이 만연하다는 것을 알리고, 낮은 값은 교감 신경계 활동이 만연하다는 것을 알린다.
- <121> 신체 위치 센서(27)는 또한 예를 들어 의복(31 또는 31a)에서 개인의 자세를 가리키기 위해 꿰매어지고, 수놓아지거나 또는 내장된다. 신체 위치 센서(27)는 하나 이상의 표준 이용가능한 가속도계를 구비할 수 있다.
- <122> 마지막으로, 펄스 산소 측정기(28)(도 3)는 모니터링 의복(30 또는 30a)와 결합하여 사용될 수 있다. 펄스 산소 측정기(28)는 일반적으로 개인의 말단 손가락 끝에 놓이거나 또는 동맥 산소 포화 및 신체 이동을 측정하는데 사용된다. 비록 펄스 산소 측정기(28)가 모니터링 의복(30)의 직접 성분으로서 실장될 필요가 없지만, 산소 측정기(28)로부터의 검출된 정보는 마이크로프로세서(33)에 의해 센서(20-26)로부터의 데이터와 유사한 방법으로 처리될 수 있다. 이로 인해, 동맥 산소 포화의 참 값은 적당한 소프트웨어 알고리즘을 사용하여 행동 가공물에 의해 영향을 받은 값으로부터 구별될 수 있다.
- <123> 마이크로프로세서 유닛(33)의 레코딩/알람 기능은 동작 가능하게 예시적으로 다음 기능을 제공한다:
- <124> (1) 예를 들어 "적절히 동작하는 시스템"과 같이 모니터의 적당한 기능을 보장하는 메시지,
- <125> (2) 예를 들어, "적절히 동작하지 않는 시스템, 디스크가 적절히 삽입되었는지 확인" 또는 "시스템 고장, 장비 제조업체에 문의한다"(명칭 및 주소가 또한 제공될 수 있다)과 같이 고장시에 취해지는 행동에 관한 메시지,
- <126> (3) 센서(20-26) 및 그 리드선의 정확하거나 부정확한 배치 및 분리에 관한 메시지,
- <127> (4) 중요한 신호 정보, 중요도, 및 그에 대한 응답으로 개인에 의해 취해질 행위에 관한 메시지,
- <128> (5) 예를 들어, "지금 10AM이고 중요한 신호에 변화가 없음"과 같이, 선택된 시간에 그리고 보장 목적으로 개인 또는 헬스 케어 제공자의 요청시에 중요한 신호의 능력에 관한 주기적 메시지,
- <129> (6) 전문화된 생리학적 파라메타 정보, 중요도, 및 그에 따른 권장되는 행동에 관한 메시지,
- <130> (7) 수반하는 헬스 케어 제공자에 의해 입력되는 명령어를 포함하는 지시,
- <131> (8) 개인에게 약물을 먹게 하는 리마인더(reminder)(레코딩 장치는 약물을 입으로 먹어야 하면 개인이 삼킬 때 또는 만일 약물이 에어로졸 형태로 취해져야 하면 호흡 패턴을 모니터링하므로써 로그할 수 있다.
- <132> 이와 같은 메시지를 제공하는 것 이외에, 레코딩/알람 기능은 보조되는 환기 와 연속하는 양 공기 압력(CPAP) 장치의 효과 및 적절한 기능을 위해 개인을 모니터링할 수 있다. 레코딩/알람 기능은 또한 자동적으로 또는 원격 수신 장치(34)에서 제공자에 의한 검토의 요청의 수신시에 원격 수신 장치(34)에 송신될 수 있는, 생리학적 파형으로서 데이터를 1분 수치 경향 동안 데이터베이스에 로그한다.
- <133> 모니터링 의복(30 또는 30a)의 모든 센서 및 검출기로부터 데이터를 동시에 수집하는 대신에, 모니터링 생리학적 파라메타의 종류들은 개인의 특정 상태의 기능으로서 제한될 수 있다. 더욱이, 의복(31)은 개인의 특정 상

태에 의해 필요에 따라, 소매, 터틀 목, 및 레깅의 임의의 결합을 구비할 수 있다. 예를 들어, 만일 개인이 천식을 가지고 있으면, 호흡 구동/통풍과 같은 지속적인 파라메타(피크 흡기 흐름/통풍 및/또는 피크 흡기 가속/통풍)는 선정된 임계값 이상의 증가하는 기관지연축의 비침습적 파라메타로서 긴밀히 모니터링되어야 한다. 이 측정은 예를 들어, "귀하는 기관지연축의 증상이 있으니, 에러졸 약물을 지금 복용하세요"와 같이, 출력 장치(45)를 통해 모니터링되는 개인에게로 명령을 제공하는데 이용될 수 있다. 만일 에어졸 약물이 정확하게 섭취되고 적절한 헬스 유지 패턴이 마이크로프로세서 유닛(33)에 의해 관찰되면, 이때 출력 장치는 "먹은 에어졸, 양호"라고 말할 수 있다. 만일 30분 후에, 개선이 없거나 또는 특정 조치 및/또는 중요한 증상의 악화가 존재하면, 마이크로프로세서 유닛(33)은 "귀하의 의사를 즉시 부르세요" 또는 "차를 타고 즉시 응급실로 가세요"라고 말할 수 있다.

<134> 다른 특정 예로서, 만일 개인이 고질적인 심장 질환을 가지고 있다면, 이때 흉배심전도그래프, 중심 정맥압력 및 호흡 시너스(sinus) 부정맥에 따라 얻어진 좌측 흉막내 체적 곡선의 파생물로부터의 감속 시간이 긴밀히 모니터링되어야 한다. 감속 시간은, 고질적인 심장 질환의 치료를 위해 병원 입장이 필요하다는 대부분의 예측 파라메타인 것으로 밝혀졌다. 한 연구에서, 125 msec 이하의 값은 필요한 병원 입장과 연관된 임계치였다. 이 임계치는 125 msec 레벨이 도달되기 전에 모니터링되는 개인에게 명령이 전달되게 하는 마이크로프로세서 유닛(33)으로 프로그램될 수 있다. 예를 들어, 만일 160 msec의 기본 감속 시간이 140 msec로 떨어지면, 이때 마이크로프로세서 유닛(33)은 "오늘 5PM 이노제를 드세요"라고 말할 수 있다. 만일 감속 시간이 120 msec로 떨어지면, 마이크로프로세서 유닛은 "귀하의 의사를 즉시 부르세요"라고 말할 수 있다. 중심 정맥압은 혈액에서의 유체 균형을 반영하고, 낮은 값은 이뇨에 따라 너무 많이 투여하는 것이 발생할 수 있음에 따라 혈액량 감소를 가리킨다. 따라서, 만일 하루의 CVP가 8cm H2O이고 다음 날이 4cm H2O이면, 마이크로프로세서 유닛은 "귀하의 약물에 대한 조언을 위해 즉시 의사를 부르세요"라고 말할 것이다.

<135> 약물의 모니터링과 관련하여, 약물을 섭취하기 위한 날의 소정 시간이 마이크로프로세서 장치(33)에 프로그램된다. 적당한 때에, 장치는 "지금 #1의 한 캡슐 또는 베라파미드(verapamid)의 한 캡슐을 지금 드세요"라고 말할 수 있다. 마이크로프로세서 유닛(33)은 예를 들어 개인이 바코드가 있는 작은 약병을 꺼낼 때 바코드로부터의 정보가 선택적인 바코드 판독기로 보내질 수 있도록 바코드 판독기 또는 다른 판독기와 같은, 입력 유닛을 포함할 수 있다. 선택적으로, 개인은 예를 들어, 위에서 설명한 바와 같이 키보드 또는 단순한 버튼의 어레이와 같은 수동 입력 유닛을 사용하여 약물에 대한 정보를 입력할 수 있다. 버튼중의 하나를 클릭 또는 누름으로써, 수동으로 모니터링되고 있는 개인은 레코딩/알람 장치를 갱신하여 예정된 약의 순응도(compliance)를 가리킬 수 있다. 위에 설명한 바와 같이, 개인이 약을 섭취할 때, 목 유도 플레디스모그래프 파형으로부터 약의 들이킴이 로그되어 순응도를 제시하게 된다. 약의 섭취 후에, 개인은 광학 판독기 위에 작은 병을 통과시키거나 또는 스위치를 활성화시켜 마이크로프로세서 유닛(33) 및/또는 수신 장치(34)에서 분석되고 저장될 수 있는 데이터 스트림으로 윈도우 타이밍 마크를 생성할 수 있다.

<136> 생리학적 파라메타는 또한 CPAP 또는 BiPAP 흉막내 조건에 기초하여 효과를 모니터링하기 위해 프로그램될 수 있다. 야간 CPAP 및 BiPAP는 흔히 호흡 정지 및 공기통로 흡기 저항의 증가에 의해 표시되는 방해 수면 호흡 정지 증상의 치료에 사용된다. 호흡 유도 플레디스모그래피(20, 21)의 조수 체적 파형으로부터 유도된, 평균 흡기 흐름(PIF/MIF) 대 의해피크 흡기 흐름의 비율은 흡기 흐름 곡선의 형태에 대한 수치 값을 제공한다. 방해되지 않는 흡기 윤곽은 사인파 형태를 가지며, 이 파라메타, PIF/MIF의 값은  $1/2=1.57$ 이다. 흡기 방해가 발전함에 따라, 흡기 흐름 파형은 편평해지고, 1.0의 PIF/MIF 값에 근접한다. 두드러진 편평은 1.3 및 그 이하의 임계값에서 시작한다. 일부 예에서, 흡기 방해는 약 1.85 이상의 PIF/MIF 값을 제공하는 시작 흡기 근처의 간략한 스파이크에 의해 표시된다. 따라서, 최적의 CPAP는 1.3 내지 1.85 범위의 값을 제공한다. 만일 PIF/MIF가 선정된 시간 기간 동안 1.2와 같은 것으로 밝혀지면, 이때 레코딩/알람 장치는, 문제가 해결될 때까지 소리의 메시벨이 증가함에 따라 개인 또는 헬스 케어 제공자에게 "CPAP 3cm 물 압력을 지금 증가시키세요"라는 메시지를 제공한다. 흡기 흐름 곡선의 형태에 관련된 지수에 인덱스에 기초하여 CPAP 압력의 레벨의 자동 조정을 위한 알고리즘이 설명되었다.

<137> CPAP가 일반적으로 비강 마스크를 사용하여 관리되기 때문에, 특히 마스크-피부 계면에서 누설된다. 누설은 CPAP 장치로부터 운반된 값과 개인에 의해 수신된 값간의 조수 체적을 비교하므로써 레코딩/알람 유닛(34)에 의해 인식될 수 있다. 후자는 센서(20, 21)를 사용하여 호흡 유도 플레디스모그래피로서 얻어진다. 예를 들어, 만일 호흡 유도 플레디스모그래피 센서(20, 21)로부터의 숨쉬기당 흡기 체적이 200 ml인 것으로 밝혀지고 CPAP 장치에 의해 운반된 체적이 500ml이면, 이때 300ml의 CPAP 시스템에서의 누설이 표시되고, 레코딩/알람 유닛은 "일어나세요 그리고 귀하의 마스크를 조정하세요. 누설하니까"라고 말할 수 있다. 마스크 누설은 또한 호흡 병

또는 호흡 근육 병을 갖는 개인에 대한 통풍 지원을 관리하는데 있어서의 문제이다. 운반된 체적 대 수신된 체적의 모니터링은 이와 같은 누설을 진단하는데 효과적이다.

<138> 5.2.4 다른 전자적 실시예

<139> 본 발명은 의복 위의 센서와 연관된 의복(1)위에 실장된 전자 모듈과, 장치(3) 간의 전자 회로의 몇가지 가능한 분포를 포함한다. 도 5는 회로의 물리적 분포를 위한 선택, 바람직하게 유도 플레디스모그래피 신호를 처리하기 위한 회로를 도시한다. 여기서, 이전과 같이 의복(1)은 주 신호 케이블(2)에 의해 마이크로프로세서 유닛(3)에 접속되어 있는 유도 플레디스모그래피 센서 밴드(4, 5 및 6)를 포함한다. 또한 의복(1) 밑에 배열된 제3 리드(47)와 함께 ECG 리드(10, 11)에 존재한다. 이들 리드들은 함께 표준 3-리드 ECG를 표현하는 신호를 수집한다.

<140> 도 5는 원칙적으로 센서 밴드의 유연성 도체 및 물리적으로 센서에 가까운 45로서 접속된 전자 모듈(42, 43 및 44)를 도시한다. 의복이 지퍼되거나 또는 달리 고정되면, 이들 모듈은 의복 분할 양단의 도전 루프를 브리지하기 위한 커넥터를 지지할 수 있다. 이들 모듈은 예를 들어, 모니터되는 개인이 옷을 입는 동안(또는 옷을 벗는 동안) "와이어링-업(wiring-up)의 처리에 있을 때 개방되는 것으로 도시되어 있는 플랩(18) 밑에 배치된다. 이 플랩은 예를 들어 벨크로 스트립(velcro strip)에 의해 정상적으로 긴밀히 고정될 수 있다. 또한 도시되어 있는 것은, 의복을 개방하므로써 드레싱(dressing)을 용이하게 하는 지퍼와 같은 고정기(41)(신호 케이블(2)의 확장에 의해 부분적으로 가려짐)이다. 드레싱을 용이하게 하는 것, 유연성 유도 플레디스모그래피 도체는 로컬 모듈에 플러그 및 언플러그할 수 있다. 선택적으로, 간단히 하기 위해, ECG 리드는 영구적으로 부착되거나 또는 모듈로부터 또한 플러그 또는 언플러그될 수 있다.

<141> 로컬 전하 모듈은 선택적으로, 최종 처리를 위한 회로가 장치(3)에 실장되는 동안 유도 플레디스모그래피 신호의 초기 처리를 위한 회로를 포함한다. 이들 모듈은 또한 다른 센서를 위한 초기 처리 회로를 포함할 수 있다. 예를 들어, 모듈(42, 43)은 ECG 회로, 아마도 간단히 아날로그 사전증폭기 및 필터링 또는 아마도 A/D 변환을 포함할 수 있다.

<142> 바람직하게, 이들 전자 모듈은 와이어링 업 동안 취급될 부품의 수를 최소화시키기 위해 신호 케이블에 영구적으로 부착된다. 선택적으로, 이들 모듈은 모니터링 의복의 포켓에 유지될 수 있고, 와이어링 업 동안 신호 케이블로부터 플러그 및 언플러그될 수 있다.

<143> 다음에, 도 6 및 7은 플레디스모그래피 신호를 처리하기 위한 전자 회로의 가능한 기능 분포를 도시한다. 도 6A 내지 도 6C를 참조하면, osc(오실레이터) 블록(들), demod(복조기) 블록(들) 및 microp(마이크로프로세서) 블록의 기능은 실질적으로 동일하고 따라서, 도 6A를 참조하여 한번 설명될 것이다. 먼저 도시되어 있는 것은 단일 또는 개별적인 오실레이터에 결합된 세 개의 도전 루프이다. 오실레이터는 루프 인덕턴스의 변화에 응답하는 주파수를 갖는 LC 오실레이터이고, 기술분야에 공지된 임의의 종류일 수 있다. 이들은 바람직하게 온도 및 다른 보상으로 인해 극히 낮은 드리프트(low drift)이다.

<144> 바람직하게, 루프는 캐패시턴스 C의 적당한 값(예를 들어, 1,000 pf 이상)이 사용되어 안정한 오실레이터 기능의 결과가 되도록, 루프 임피던스를 스텝-업(step-up)하는 임피던스 스텝-업 트랜스포머를 통해 오실레이터(들)에 결합된다. 임피던스 스텝-업은 또한 루프-인덕턴스 변화를 배수화하여 보다 큰 신호 범위의 결과가 되게 된다. 더욱이, 트랜스포머는 전력이 인가된 전자 회로로부터 격리된 중단되지 않은 루프 회로를 제공한다. 이 격리는 개인의 안정을 개선한다. 루프 격리는 또한 예를 들어 10 내지 50 kHz만큼 각 루프의 공명 주파수를 약간 오프셋하므로써 개선된다. 마지막으로, 높은 Q 인수를 달성하기 위해 낮은 약 1Ω 이하만큼 전체 루프 저항이 되는 것으로 밝혀졌다.

<145> demod 블록은 주파수를 측정하는 의미에서 가변 주파수 오실레이터 신호를 복조하고 microp 블록으로 디지털 데이터를 제공한다. 그와 같은 기능은 도 7을 참조하여 더 설명된다.

<146> microp 블록은 그 중에서도 기본적인 데이터 입력, 저장 및 통신 기능을 포함하는 위에서 설명된 기능들을 수행하도록 프로그램된 마이크로프로세서를 포함한다. 이 블록은 상업적으로 이용 가능한 PDA와 같은 장치에 기초할 수 있거나 또는 커스텀 설계될 수 있다. 어느 경우든, 이는 마이크로프로세서, 및 전형적으로 RAM 및 ROM 메모리, 디스플레이 인터페이스 및 지원 구성요소, 통신 인터페이스 또는 리무버블 매체에의 인터페이스 등을 포함하는 지원 구성요소를 포함하는 것으로 알 것이다. 메모리들에는 임의의 편리한 프로그래밍 언어로부터 변환된 프로그램이 로드될 것이다.

<147> 이와 같은 전체적이 설명에 비추어, 도 6A는 세 개의 유도 플레디스모그래피 루프간에 스위치되고, 이에 의해

공유되는 모든 기능 블록의 단일 인스턴스를 갖는 실시예를 도시한다. 여기서, 로컬 모듈(42, 43 및 44)은 의 복내의 임의의 분할을 브리지하기 위한 도전 루프에서 장치(3)에 내장된 전자 기능 블록까지 적어도 커넥터를 포함할 것이다. 설명한 바와 같이, 도전 루프 및 osc 블록내의 스탭-업 트랜스포머 간 및 이들을 포함하는 전체 경로는 바람직하게 1Ω미만의 저항을 갖는다. 따라서, 스위치 SW는 바람직하게 아날로그 무선-주파수 신호를 위한 낮은 저항의 제어 가능한 스위치이다. 이와 같은 스위치는 현재 Dallas Semiconductor/Maxim으로부터 입수할 수 있다. 도 6B는 보다 바람직한 실시예를 도시한다. 더욱이, 도전 루프에서 장치(3)까지의 도체는 문제가 되는 인덕턴스 신호에 인공물의 부가하는 것을 피하기 위해 실질적으로 작고 고정된 인덕턴스를 가져야 한다. 바람직하게, 이들 도체는 작은 게이지 동축 케이블이다.

<148> 다음에, 도 6B는 각각의 루프가 전용 오실레이터를 갖는, 세 개의 유도 플레디스모그래피 루프간에 단일 demod 및 microp 블록들이 공유되어 있는 실시예를 도시한다. 바람직하게, 오실레이터는 디지털화된 가변 주파수 출력(즉, 가변 주파수 정방형 파)을 가지며, 스위치 SW는 표준 제어가능 디지털 스위치일 수 있다. 여기서, 로컬 모듈은 osc 블록을 포함한다. 도 6B는 보다 바람직한 실시예이다.

<149> 마지막으로, 도 6C는 microp 블록만이 공유되고 로컬 모듈들이 osc 및 demod 블록 모두를 포함하는 제3 실시예를 도시한다. 이는 현재 보다 덜 바람직한 실시예지만, osc 및 demod 블록들이 단일 합성-형 집적 회로(IC) 상에 구현될 수 있는 장점이 있다.

<150> demod 블록의 연산은, 도 6B 실시예의 일부가 보다 상세히 도시당 있는 도 7을 참조하여 보다 상세히 설명되지 않는다. 일반적으로, demod 블록은 200 내지 400MHz의 디지털 가변 주파수를 샘플링하고 적어도 10ppm (보다 바람직하게 5ppm 한층 바람직하게 1 ppm)까지 정확한 디지털 주파수 출력을 발생하는 주파수 카운터이다. 출력은 바람직하게 24 비트 이상이다. 비록 이와 같은 임의의 카운터가 본발명에서 사용될 수 있지만, 도 7은 단일 프로그램된 로직 어레이 IC로서 경제적으로 구현될 수 있는 특수한 카운터를 도시한다.

<151> 도 7은 각각 전용 osc 블록(OSC1 및 OSC2)를 갖는 단지 두 개의 유도 플레디스모그래피 루프를 도시한다. 디지털화된 오실레이터 출력은 제어가능한 스위치 SW에 의해 샘플링되고 demod 블록 구성요소로 향해진다. 또한 demod 블록에의 입력은 96MHz 클럭 신호이다. 기타, 바람직하게 높은 클럭 주파수가 사용되고, 96MHz는 현재 구현의 80ns 로직이 가능한 약 120MHz 미만의 단지 편리한 주파수이다. 클럭 신호는, 스위치 SW를 제어하여 0.5ms(=1/2kHz)마다 스위치된 osc 블록을 순차적으로 샘플링하기 위해, FREQ DIV 블록에 의해 먼저 오실레이터 선택 블록(OSC SEL)을 통해 인가되는 2kHz 클럭으로 분할된다. 2kHz 클럭은 편리한 샘플링 주기를 제공하며, 다른 샘플링 클럭 속도는 사용될 수 있다. 마이크로프로세서(MICRO-PROC)는 또한, 버스 버퍼 및 멀티플렉서(BUS MUX BUFFER)를 통해 출력 디지털 데이터를 받아들이고, 수락된 데이터로부터 주파수를 계산하고, 두 개 이상의 연속하는 주파수 측정을 선택적으로 평균화하여 2.0 ms와 같은 0.5ms의 배수인 샘플링 주기로 주파수를 결정하기 위해, 2kHz 클럭 속도로 중단된다(IRQ 리드). 마지막으로, 2kHz 클럭은 demod 블록의 카운터, 누산기, 및 래치 소자(래치 및 리셋 R, 입력에서)에 인가되어 주파수 측정의 다음 주기 동안 이 회로를 리셋시킨다.

<152> 일반적으로, 도 7의 회로는 특정한 0.5ms 샘플링 간격(또는 다른 길이의 샘플링 간격)으로 발생하는 오실레이터 주기의 수에서 발생하는 96MHz 클럭 펄스의 수를 카운트하므로써 동작한다. 오벌(oval) 60의 구성요소는 샘플링 간격으로 오실레이터 주기를 카운트한다. OSC CNT 블록은 샘플링 간격에서 200-400kHz 오실레이터 주기를 카운트하는 8 비트 디지털 카운터로, 이 카운트는 OSC CNT LATCH에 공급되어 카운터가 매 0.5ms마다 리셋된다. 이 8 비트 카운트는 BUS MUX 버퍼를 통해 마이크로프로세서에 공급된다. 다음에, 오벌 61내의 구성요소는 오실레이터 주기의 카운트된 수에서 발생하는 96MHz 클럭 주기의 수를 카운트한다. TIMER CNT 블록은 클럭 주기를 카운트하는 16 비트 디지털 카운터이다. 이 카운트가 리드(62)에 의해 이 블록에 인가되는 오실레이터 펄스의 발생 시에만 TIME CNT ACCM 블록으로 래치되기 때문에, 이 누산기 블록만이 완전한 오실레이터 주기 내의 클럭 펄스의 카운트를 포함한다. 샘플링 주기의 끝에서, 16 비트 카운트는 TIME LATCH로 래치되고, 카운터가 리셋되며, 16 비트 카운트는 BUS MUX BUFFER를 통해 마이크로프로세서에 이용 가능하게 된다.

<153> 기술분야의 숙련자는 이들 카운트를 얻을 수 있는 다른 등가 회로 구성을 알 것이다. 특히, 도 7에 도시되지 않은 것은, 첫 번째 몇(2-4) 오실레이터 주기 동안 임의의 활동을 방지하는 홀드 회로(hold circuitry)이다. 이는 회로 안정화를 제공하는 것은 물론 클럭 카운트의 정확한 시작 모두를 가능하게 한다.

<154> 마지막으로, MICRO-PROC은 24 비트 측정된 오실레이터 주파수를 얻기 위해, 16 비트 클럭 주기로 8 비트 오실레이터 주기를 분할한다. 유도 루프에 의해 측정되는 바와 같은 단면 영역의 변화에 따라 직접 변하는 오실레이터 주기(주파수의 역)이 존재한다는 것을 알아야 한다.

<155> 따라서, 도 7의 demod 블록은 매 0.5ms 샘플링 간격 동안 96MHz 클럭 주기의 절반 또는 5.2ms의 랜덤 에러를 갖는다. 이는 예를 들어, 2.ms 동안 약 2ppm 에러 미만의 결과를 평균화하여 감소될 수 있는 10ppm 에러 미만이다. 따라서, 도 7의 demod 블록은 유도 플레디스모그래피에 필요한 정확도를 달성한다. 한편, 만일 demod가 0.5ms 샘플링 간격 내에서 오실레이터 사이클의 수를 단지 카운트하였다면, 이때 랜덤 에러는 매 0.5ms마다 약 3300 ppm의 약 300kHz 주기 또는 1.67 μs의 1/2일 것이다. 이와 같은 부정확도는 전체적으로 기껏해야 1000 ppm의 진폭을 갖는 폐 및 심장 유도 플레디스모그래피 신호 모드를 감출 것이다.

<156> 5.3 시스템 및 방법

<157> 도 10은 본 발명에 따른 모니터링 장치를 일체화하는 본 발명에 따른 시스템의 도작의 전체적인 방법을 도시한다. 여기서, 모니터링 개인(80)은 본 발명의 바람직한 실시예에 따라, 모니터링 의복을 입고 있고 마이크로프로세서 유닛(집단적으로, 모니터링 장치라함)을 가지고 있는 것으로 도시되어 있다.

<158> 마이크로프로세서 유닛은 모니터링되는 개인에게 정보를 및 알람을 직접 발생할 수 있다. 바람직하게, 모든 원 데이터를 포함하는, 모니터링 장치에 의해 수집된 모든 데이터는 저장장소에 저장된다. 흔히 모니터링되는 개인으로부터 원격으로 놓인 중앙 저장장소(91)는 데이터베이스 시설이 구비된 서버형 컴퓨터 시스템(86)내의 많은 모니터링 개인으로부터 데이터를 저장할 수 있다. 모니터링 개인은 리무버블 저장매체(81a)(플래쉬 메모리 모듈과 같은)에 의해 또는 무선 전송(81b)에 의해 또는 서로 다른 데이터의 양 및 종류에 대해 두가지 수단 모두로 데이터를 전송할 수 있다.

<159> 선택적으로 또는 부수적으로, 데이터는 로컬 무선 전송(82)에 의해 송신 후에 로컬 저장장소(92)에 저장될 수 있다. 리무버블 매체는 또한 국부적으로(locally) 사용될 수 있다. 이 경우에, 모니터링 개인의 활동은 대부분의 날이 수백 내지 수천 피트의 로컬 저장장소 내에서 소비되도록 흔히 제한되어 있다. 로컬 저장장소는 적당한 저장장치를 갖는 PC-형 컴퓨터, 바람직하게 적어도 10GB 용량의 하드 디스크(hard disk)일 수 있다. 더욱이, 로컬 저장장소는 83의 저장된 데이터를 주기적으로 중앙 저장장소(91)(만일 존재하면)로 송신할 수 있다.

<160> 이 시스템의 사용자는, 즉 활동 및 증상에 대한 데이터를 마이크로프로세서 유닛에 입력하고, 주의가 필요한 조건의 의학적 리마인더 또는 알람을 수신할 수 있는 모니터링되는 개인(80)을 포함한다. 다른 종류의 사용자는 로컬 헬스 케어 전문가(85)일 수 있다. 이들 사용자는 로컬 저장장소 시스템(84)를 통해 환자 정보(및 환자 정보 및 명령을 송신)를 수신할 수 있다. 로컬 전문가는 또한 전화, 이메일, 페이지 등과 같은 몇 가지 수단에 의해 헬스 케어 전문가(90)로부터 정보(93)를 수신할 수 있다. 이 정보는 로컬 전문가에게 환자 상태 요약 또는 특정 진단 및 치료 안내를 제공할 수 있다.

<161> 중앙 저장장소에 연관된 시스템 사용자는 서버 시스템(86)과 통신하는, 로컬 컴퓨터 또는 단말(89)을 통해 시스템에 액세스하는 하나 이상의 중앙 전문가(90)를 포함한다. 중앙 전문가는, 그 데이터가 중앙 저장장소에 저장되는 모든 모니터링되는 개인의 의학 상태를 감독한다. 이들 전문가를 보조하기 위해, 서버 시스템에는 모니터링되는 사람을 편리하게 조사하도록 설계되어 있으며, 또한 인공 지능 기법을 이용하여 특정 의료 안내를 제공하는 진단 또는 치료 프로그램을 갖는 디스플레이 프로그램이 제공될 수 있다.

<162> 또한, 모니터링 사용자(88)는 로컬 컴퓨터 또는 단말(87)에 의해 액세스하는 중앙 저장장소(91)에 연관되어 있다. 이들 사용자는 모니터링되는 사람의 모니터링 장치의 기술적 동작, 시스템 컴퓨터 및 통신의 동작, 및 처리 프로그램을 감독하고 어떠한 문제를 해결한다. 모니터링 사용자는 또한 전화, 이메일 또는 다른 수단에 의한 메시지에 응답해서 다른 시스템 사용자에게 지원을 제공할 수 있다. 더욱이, 모니터링 사용자는 본 발명의 시스템의 중요한 기능을 감독하므로써 중요한 품질 제어 기능을 수행할 수 있다. 품질 제어는, 시스템이 생리학적 파라메타를 정확하게 모니터링하고, 정확하게 디스플레이하고, 모니터링된 파라메타를 다양한 시스템 사용자에게 해석하는 것을 보장하는 것을 포함하며, 모든 폐 조건 및 안내와 순응한다.

<163> 마지막으로, 모든 시스템 구성요소는 의무화되고 바람직하게 프라이버시 조건을 충족시키기에 충분한 보안 조치를 일체화한다. 이들 조치는 기술분야에 공지된 바와 같은, 사용자 인증 및 데이터 암호화를 포함할 수 있다.

<164> 5.4 부수적인 실시예

<165> 많은 부수적인 실시예가 기술분야의 숙련자에게 명확할 것이다.

<166> 부수적인 유도 플레디스모그래피 센서

<167> 부수적인 플레디스모그래피 센서는 본 발명의 모니터링 장치에 일체화될 수 있다. 먼저, 기존의 센서에 의해 수집된 데이터는 부수적인 센서로 보강될 수 있다. 예를 들어, 심장 기능에 대한 검상 처리의 레벨에 위치된

이미 설명된 심장 밴드 하나 이상의 흉곽 센서 밴드가 얻어질 수 있다.

- <168> 또한, 부수적인 밴드는 새로운 종류의 정보를 제공할 수 있다. 하부 복부 단면 영역의 센서는 임신 여성에서 노동의 시작을 가리키는 자궁 수축을 검출하는데 사용될 수 있다. 또한, 이와 같은 하부 복부 센서는 장 가스 및 장내 가스의 존재를 검출할 수 있다.
- <169> 중간 복부 단면의 유도 플레디스모그래피 센서는 일반적인 장 활동을 모니터링할 수 있다. 예를 들어, 단면 영역 편차의 부재는 흔히 수술 비상인 "조용한 복부(silent abdomen)을 가리킬 수 있다. 이와 같은 모니터링은 복부 수술로부터 회복하는 환자에 장점일 수 있다.
- <170> 더욱이, 특정 모니터링 작업은 보다 높은 정확도 또는 속도를 필요할 수 있거나 또는 감소된 정확도 또는 속도를 필요할 수 있다. 적당한 정확도 및 속도는 모니터링 작업 에 비추어 기술분야의 숙련자에 의해 용이하게 결정될 수 있고, 연관된 회로가 수정될 수 있다. 예를 들어, 보다 높은 정확도는 보다 높은 클럭 주파수 또는 보다 긴 샘플링 간격을 갖는 복조기 회로에 의해 달성될 수 있다.
- <171> 일반적으로, 의복은 그 의료 상태에 따라 개인에 대해 "처방"될 수 있다. 이와 같이 처방된 의복은, 문제가 되는 생리학적 파라메타를 띠고 있는 신호만이 얻어지고 저장될 수 있도록 몇 개의 센서를 가질 것이다.
- <172> 멀티-밴드 의복
- <173> 셔츠와 같은 의복은 몸통의 수직축을 따라 실질적으로 균일하게 분포되어 있는, 예를 들어 10 또는 20 또는 30 이상의 밴드인 많은 수의 유도 플레디스모그래피 센서 밴드를 갖도록 구성될 수 있다. 이들 밴드로부터의 신호는, 증가된 데이터 속도를 충분히 처리할 수 있는 마이크로프로세서(또는 컴퓨터 시스템)과 통신하는 작은 수의 로컬 전자 모듈로 멀티플렉스될 수 있다.
- <174> 이와 같은 많은 수의 신호들은 몇가지로 사용될 수 있다. 먼저, 이들은 부수적인 생리학적 파라메타를 검출하기 위해 또는 활동 또는 신체 체질 때문에 개별적으로 모니터링하기 힘들어 증가된 신뢰성으로 현재 파라메타를 검출하기 위한 센서 밴드를 개발하기 위해 사용될 수 있다. 둘째, 칸은 특정 개인에 대한 모니터링 의복의 절단 및 매치를 선택하는데 사용될 수 있다. 개인은 짧은 시간 동안 멀티-밴드 의복을 입을 수 있고, 연관된 처리 장치는 밴드가 소정의 생리학적 파라메타를 검출하는데 있어 최상인 지를 결정할 수 있다. 최종 의복은 해당 개인에 맞는 절단, 피팅 및 센서 밴드 위치로 테일러될 수 있다. 이는 비록 이상적이지만 개인의 범위에 적합하도록 피팅되는 의복을 교체할 수 있다. 셋째, 멀티-밴드 의복은 최상의 신호에 의한 것과 같이 연관된 마이크로프로세서에 의해 실시간으로 데이터가 저장되고 선택되어 통신되는 몇몇 실제의 밴드를 규칙적으로 모니터링하는데 입을 수 있다.
- <175> 단일 모니터링 장치내의 무선 송신
- <176> 무선 주파수(RF) 및 회로 및 프로토콜의 발전으로, 유도 플레디스모그래피 센서 및 마이크로프로세서 유닛간에 무선 전송에 의해 적어도 주 신호 케이블을 교체하는 것이 바람직할 수 있다. 선택적으로, 모든 데이터 케이블이 제거될 수 있다. 이는 모니터링되는 개인을 위해 모니터링 의복을 갖는 모니터링 장치의 사용을 단순화시키는 장점이 있다.
- <177> 도 8A 및 도 8B는 이와 같은 로컬 무선 전송을 위한 두 개의 주요( 및 예시적인) 실시예를 도시한다. 이들 도면에서, osc, demod 및 microp 블록들은 도 6A 내지 도 6C를 참조하여 설명된 것과 유사한 의미를 가지고 있다. xmtr 블록은 RF 송신기이고, rcvr 블록은 RF 수신기이고, 화살표 70은 모니터링 의복과 그 마이크로프로세서 유닛 간에 xmtr 및 rcvr 수신기간의 무선 전송을 나타낸다. 바람직하게, 전력은, 비인가 밴드, 예를 들어 900MHz 또는 2.4Ghz 근처의 대역에서 극히 낮은 전력이다. 실제의 구현의 경우, 다른 IC에 내장된 고집적 형태로는 아니지만 적어도 단일 IC로 xmtr 및 rcvr 블록이 구현되는 것이 바람직하다.
- <178> 도 8A의 실시예에서, 오실레이터의 디지털화된 200-400kHz 출력은 플레디스모그래피 센서와 연관된 모듈로부터 마이크로프로세서 유닛으로 송신된다. 적절히 복조된 것에 의한 주파수 변화를 위해, xmtr 및 rcvr이 페이즈 락(phase lock)이 되도록 캐리어형 타이밍 신호가 송신되는 것이 바람직하다. 포터블에 사용되는 것과 유사한 회로가 이용될 수 있다.
- <179> 도 8B의 실시예에서, 8 및 16 비트 디지털 워드는 센서로부터 송신된다. 이와 같은 디지털 송신은 블루투스(Bluetooth) 협회에 의해 개발되고 있는 표준과 같은, 로컬 디지털 송신을 위한 표준 및 제품을 포괄하는 것이 바람직하다. 본 실시예에서, 마이크로프로세서 유닛에서, 각각의 센서와 연관된 단순한 마이크로프로세서, microp1, 및 "중앙" 마이크로프로세서, microp2 간의 마이크로프로세서 기능을 분할하는 것이 바람직할 수 있

다. Microp1은 손실 없이 디지털 데이터를 압축하여 무선 데이터 속도 및 전력 조건을 감소시키고, microp2는 수신된 데이터를 압축 해제한다. 압축은 연속하는 차이를 갖는 전송과 함께 오실레이터 200-400kHz 기저 주파수의 감산만큼 단순할 수 있다. 다른 압축 기법이 사용될 수 있다.

<180> RF 전송의 멀티플렉싱은 주파수 분할, 시분할 또는 기술분야에 공지된 다른 멀티플렉싱 수단에 의할 수 있다.

<181> 전자 기능의 다른 분할은 로컬 무선 전송과 결합될 수 있다.

**산업상 이용 가능성**

<182> 요약해서, 비록 그 바람직한 실시예에 적용되는 것으로서 본 발명의 기본적인 신규한 특징이 도시되고 설명되며 지적되었지만, 본 발명의 정신을 벗어나지 않고 도시된 장치의 형태 및 세부사항 및 그 동작에 있어서 많은 생략 및 대체 및 변화가 있다는 것을 기술분야의 숙련자는 알 것이다. 예를 들어, 동일한 결과를 얻기 위해 실질적으로 동일한 방법으로 실질적으로 동일한 기능을 수행하는 소자 및/또는 방법 단계의 모든 조합은 본 발명의 범위 내에 있다. 더욱이, 본 발명의 개시된 형식 또는 실시예와 결합하여 도시되고/되거나 설명된 구조 및/또는 구성요소 및/또는 방법 단계는 설계 선택의 일반적인 문제로서 임의의 다른 개시되거나 설명되거나 제시된 형식 또는 실시예에 일체화될 수 있다. 따라서, 첨부하는 특허청구의 범위의 영역에 의해 표시된 바와 같이 제한되도록 의도되어 있다.

<183> 설명되고 청구되는 본 발명은, 이들 실시예가 본 발명의 몇 가지 특징의 예로서 의도되었기 때문에 본 발명에 개시된 바람직한 실시예에 의해 범위가 제한되지 않는다. 본 발명의 범위 내에서 임의의 등가 실시예가 있을 수 있다. 대신에, 본 발명의 상기 설명으로부터 본 발명에서 도시되고 설명된 것과 같은 것 이외에 본 발명의 다양한 수정이 기술분야의 숙련자에게는 명확할 것이다. 이와 같은 수정은 또한 첨부하는 특허청구의 범위 내에 포함되도록 의도되어 있다.

<184> 그 전체 개시가 모든 목적을 위한 참조로서 본 발명에 그 전체가 일체화된 많은 참증이 인용되었다. 더욱이, 위에서 어떻게 특성화되었는지에 무관하게 이들 참조의 어느것도 청구된 주체의 본 발명 이전인 것으로 인정된다.

**도면의 간단한 설명**

<53> 본 발명의 본 발명의 바람직한 실시예의 상세한 설명, 본 발명의 특정 실시예의 예 및 첨부하는 도면을 참조하여 보다 상세히 알 수 있을 것이다.

<54> 도 1은 본 발명에 따라 구성되는 바람직한 모니터링 장치의 전면도,

<55> 도 2는 본 발명에 따라 구성되는 다른 예시적인 모니터링 장치의 전면도,

<56> 도 3은 도 2에 도시된 모니터링 의복의 부분 단면 및 배면도,

<57> 도 4는 모니터링 의복의 다른 예시적인 실시예의 전면도,

<58> 도 5는 도 1의 모니터링 장치의 다른 도면,

<59> 도 6A 내지 도 6C는 유도-플래디스모그래피 신호 처리의 대체 기능 분포를 도시하는 도면,

<60> 도 7은 복조기 처리도,

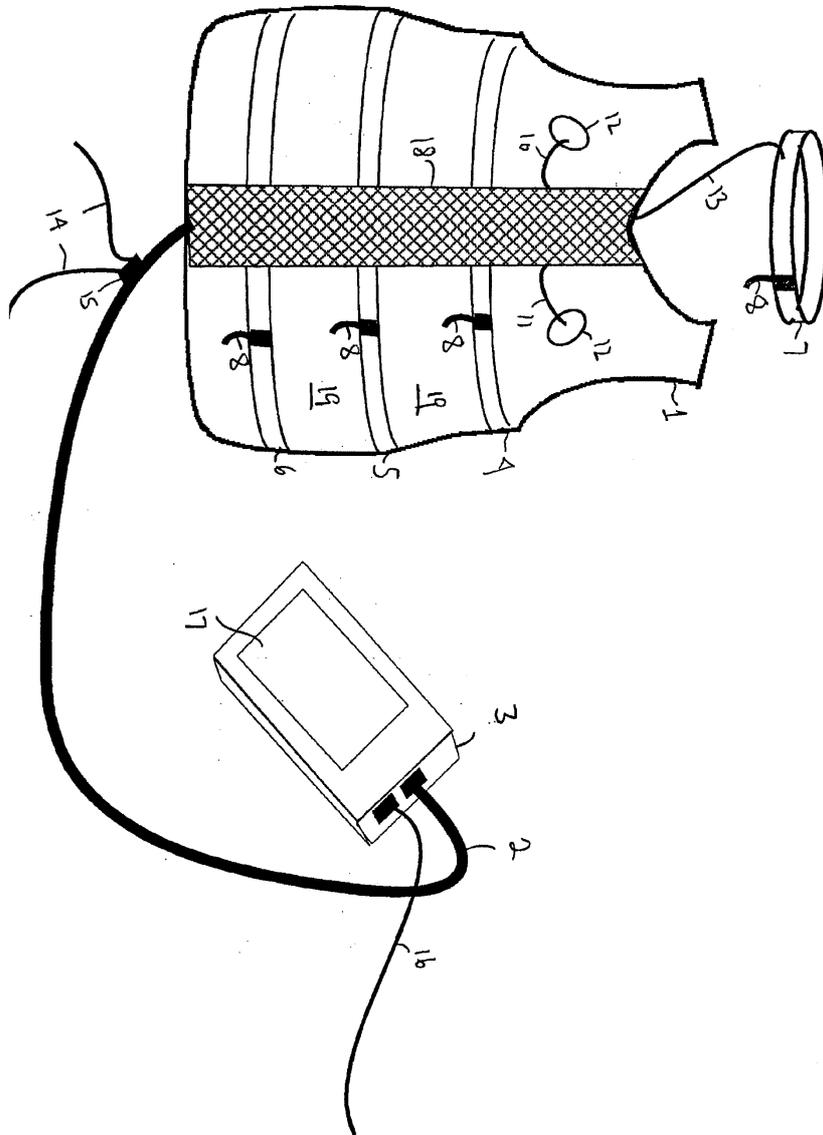
<61> 도 8A 내지 도 8B는 개인의 모니터링 장치 내의 무선 전송을 위한 대체도,

<62> 도 9는 본 발명의 모니터링 장치의 특정 실시예를 도시하는 도면, 및

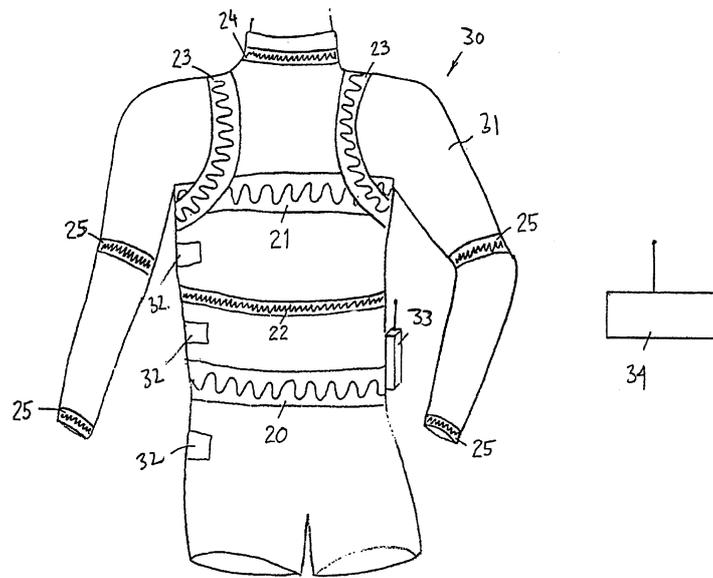
<63> 도 10은 본 발명에 따른 시스템도.

도면

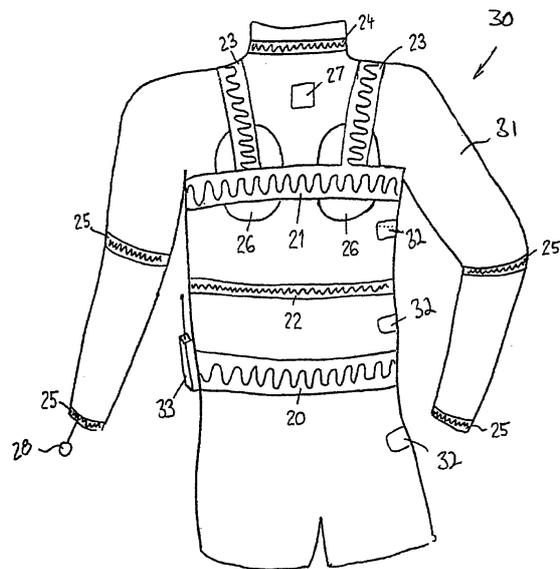
도면1



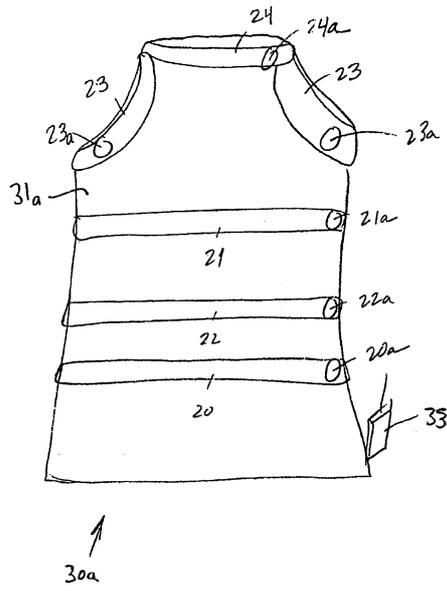
도면2



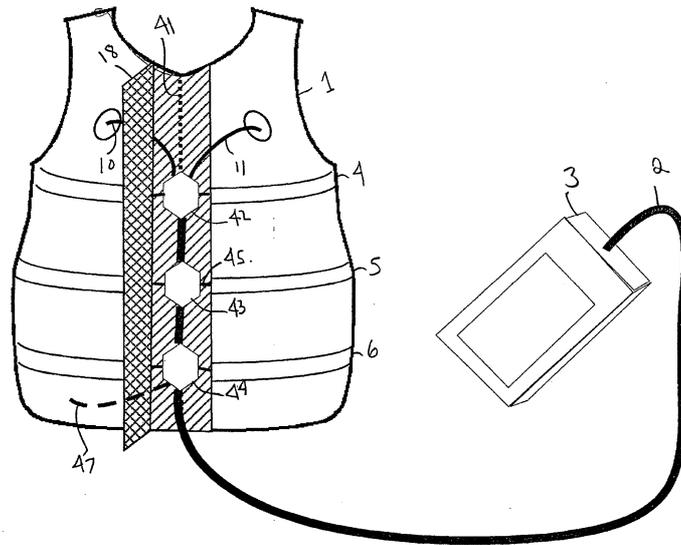
도면3



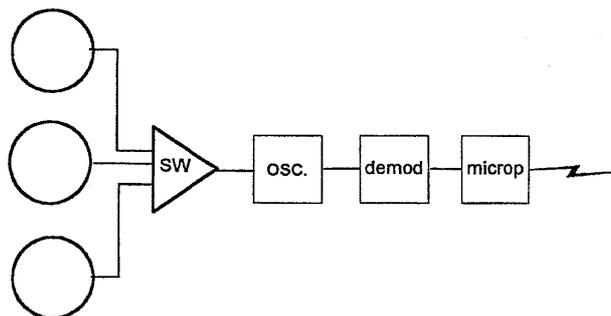
도면4



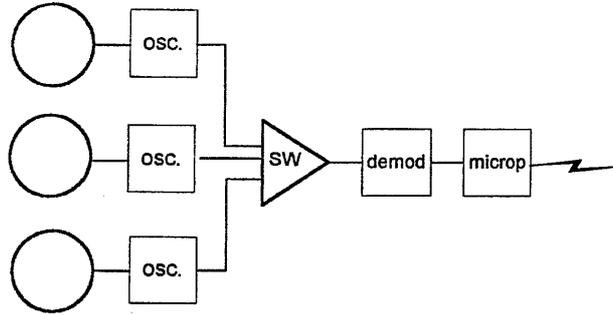
도면5



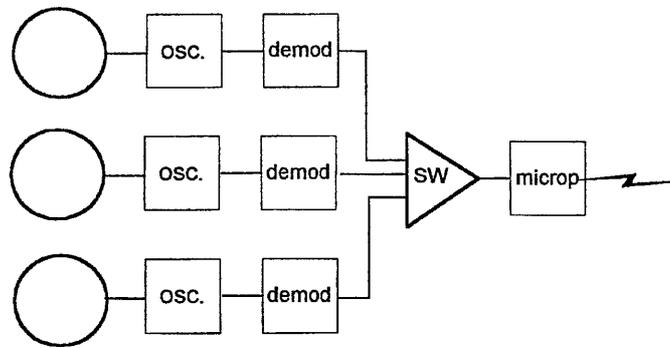
도면6a



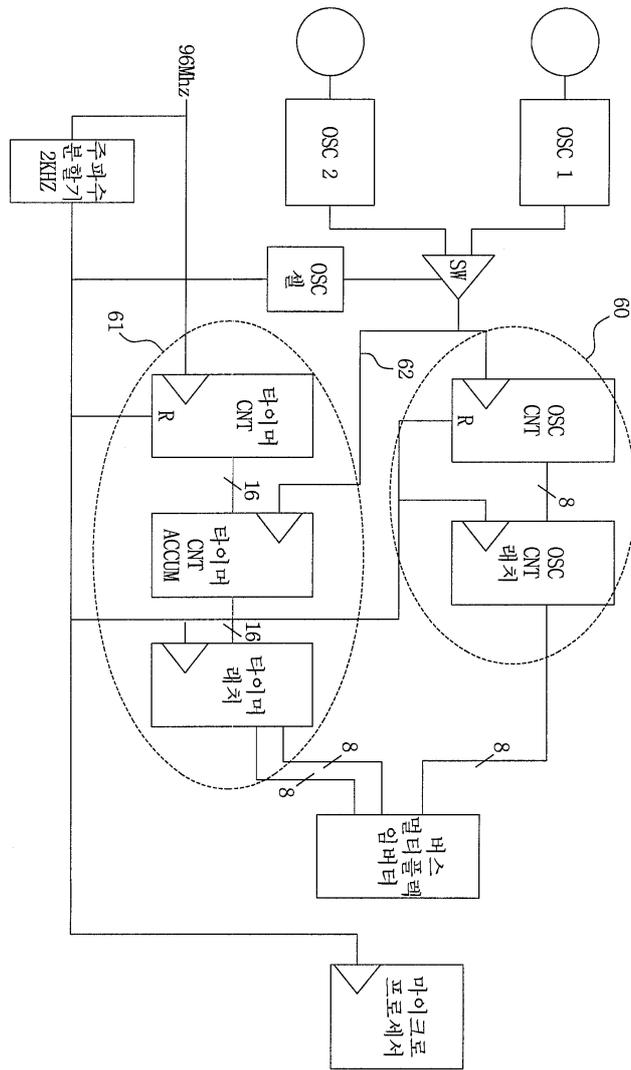
도면6b



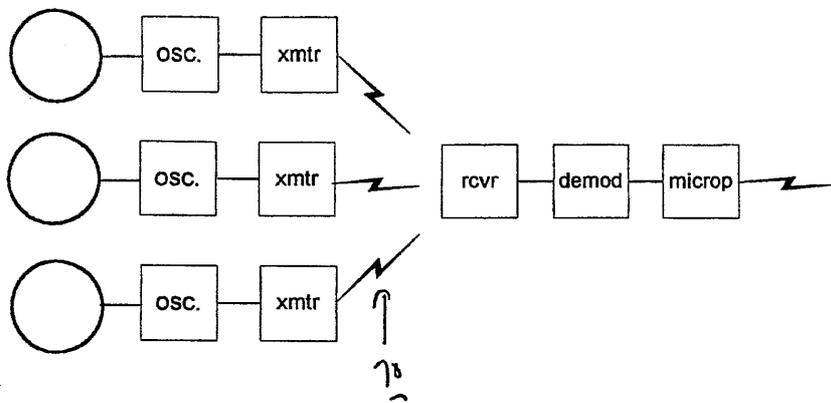
도면6c



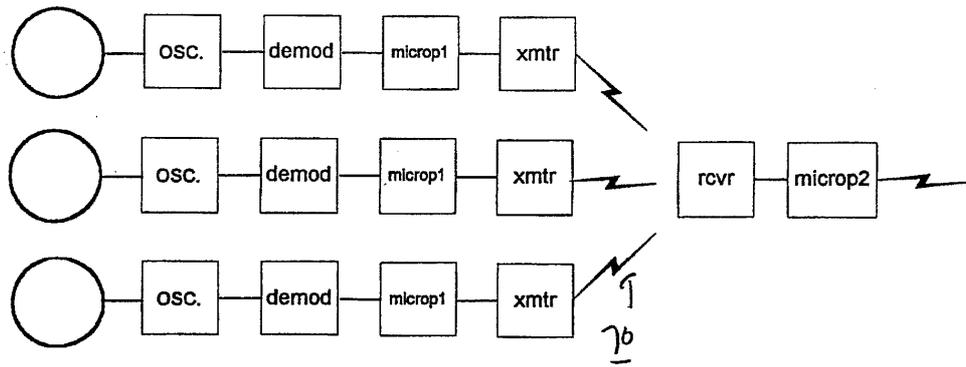
도면7



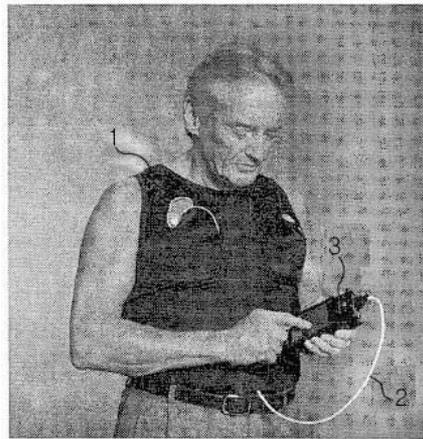
도면8a



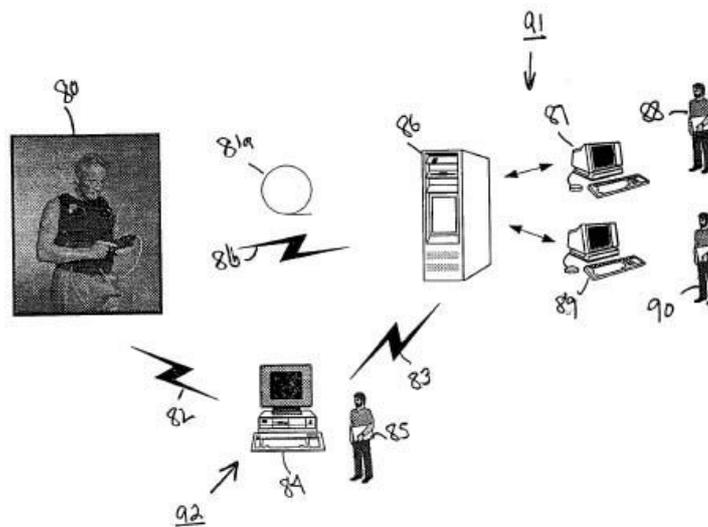
도면8b



도면9



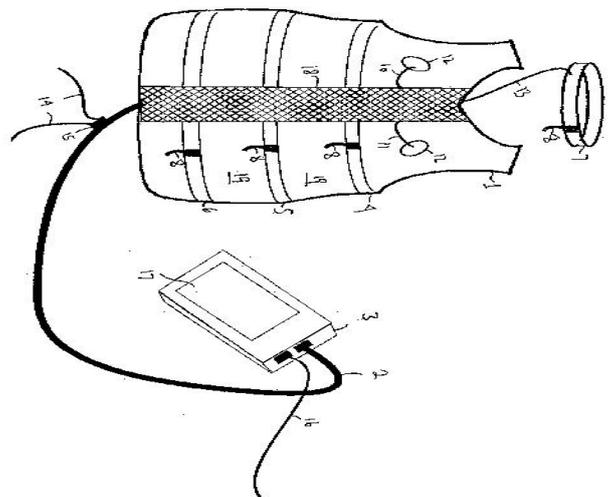
도면10



专利名称(译)	用于生理信号的步态监测的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100810989B1</a>	公开(公告)日	2008-03-11
申请号	KR1020027013904	申请日	2001-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	VIVOMETRICS		
申请(专利权)人(译)	生物波美学, .		
当前申请(专利权)人(译)	生物波美学, .		
[标]发明人	SACKNER MARVIN A 세크너마빈에이 INMAN DANA MICHAEL 인만다나마이클		
发明人	세크너마빈에이 인만다나마이클		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/0404 A61B5/0408 A61B5/0432 A61B5/0436 A61B5/0478 A61B5/053 A61B5/103 A61B5/11 A61B5/113 A61B5/145 A61B7/00		
CPC分类号	A61B5/002 A61B5/0022 A61B5/0205 A61B5/0432 A61B5/0535 A61B5/1073 A61B5/1116 A61B5/1135 A61B5/6804 A61B5/6805 A61B5/6822 A61B5/6824 A61B5/7232 A61B5/7239 A61B7/003 A61B2560 /0271 A61B2562/0219 G16H40/67 A61B5/0402 A61B5/04085 A61B5/0428 A61B5/0806 A61B5/0809 A61B5/113		
代理人(译)	Heosanghun Baeknamhun		
优先权	60/197589 2000-04-17 US		
其他公开文献	KR1020030066322A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及步态和非侵入性监测被监测个体的多个生理参数的领域。 本发明包括一种生理监测装置，该生理监测装置具有被监测的个体穿着的改进的监测衣服，该衣服包括反映肺功能的参数或反映心脏功能的参数或其他器官的参数。 附有用于监视的传感器，并且服装的设计和定制使其在个人的正常日常活动中保持舒适。 该服装还优选地适合于体育活动。 传感器优选地具有一个或多个ECG导线，并且至少具有基本的心脏参数，基本的肺部参数或感应体积描记器传感器，其具有紧密位于个体中的导电回路以优选地监测两者。 监视设备还包括用于从传感器接收数据并将数据存储于计算机可读介质中的单元。 本发明还包括一种具有中央数据存储器的系统，该中央存储器用于接收，存储和处理由多个生理监测设备生成的数据，并使所存储的数据可供个人和医疗保健提供者使用。 。 国内专利：阿尔巴尼亚，亚美尼亚，奥地利，澳大利亚，阿塞拜疆，波斯尼亚和黑塞哥维那，巴巴多斯，保加利亚，巴西，白俄罗斯，加拿大，瑞士，中国，古巴，捷克，德国，丹麦，爱沙尼亚，西班牙，芬兰，英国，格鲁吉亚，匈牙利，匈牙利以色列，冰岛，日本，肯尼亚，吉尔吉斯斯坦，朝鲜，韩国，哈萨克斯坦，圣卢西亚，斯里兰卡，里贝拉，莱索托，立陶宛，卢森堡，拉脱维亚，摩尔多瓦，马达加斯加，马其顿共和国，蒙古，马拉维，墨西哥，挪威，新西兰，斯洛文尼亚，斯洛伐克，塔吉克斯坦，土库曼斯坦，土耳其，特立尼达和多巴哥，乌克兰，乌干达，乌兹别克斯坦，越南，波兰，葡萄牙，罗马尼亚，俄罗斯，苏丹，瑞典，新加坡，阿拉伯联合酋长国，安提瓜和巴布达，哥斯达黎加，多米尼



加，阿尔及利亚，摩洛哥，坦桑尼亚，南非，伯利兹，莫桑比克，哥伦比亚，格拉纳达，加纳，冈比亚，克罗地亚，印度尼西亚，印度，塞拉利昂，津巴布韦，塞尔维亚和黑山 AP ARIPO专利：肯尼亚，莱索托，马拉维，苏丹，斯威士兰，乌干达，塞拉利昂，加纳，冈比亚，津巴布韦，坦桑尼亚，莫桑比克 EA欧亚专利：亚美尼亚，阿塞拜疆，白俄罗斯，吉尔吉斯斯坦，哈萨克斯坦，摩尔多瓦，俄罗斯，塔吉克斯坦，土库曼 EP欧洲专利：奥地利，比利时，瑞士，德国，丹麦，西班牙，法国，英国，希腊，爱尔兰，意大利，卢森堡，摩纳哥，荷兰，葡萄牙，瑞典，芬兰，塞浦路斯，土耳其 OA OAPI专利：布基纳法索，贝宁，中非，刚果，科特迪瓦，喀麦隆，加蓬，几内亚，马里，毛里塔尼亚，尼日尔，塞内加尔，乍得，多哥，几内亚比绍