

	(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2019-0064511 (43) 공개일자 2019년06월10일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61B 5/01 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01) A61B 5/053 (2006.01)	(71) 출원인 가부시키가이샤 테크노 코먼즈 일본국 나가노켄 기타사쿠군 가루에자와마치 오아 자 나가쿠라 4696-4	
(52) CPC특허분류 A61B 5/01 (2013.01) A61B 5/0006 (2013.01)	(72) 발명자 다나카 아키오 일본국 효고켄 히메지시 쇼사 2167, 효고 유니버 시티 오픈실험동 8111 내	
(21) 출원번호 10-2018-0151454	찬 춘 킷 일본국 효고켄 히메지시 쇼사 2167, 효고 유니버 시티 오픈실험동 8111 내	
(22) 출원일자 2018년11월29일 심사청구일자 없음	히구치 고헤이 일본국 효고켄 히메지시 쇼사 2167, 효고 유니버 시티 오픈실험동 8111 내	
(30) 우선권주장 JP-P-2017-231112 2017년11월30일 일본(JP)	(74) 대리인 특허법인(유)화우	

전체 청구항 수 : 총 34 항

(54) 발명의 명칭 생체 데이터 측정 장치

(57) 요약

본 발명의 생체 데이터 측정 장치는, 피측정 대상인 생체의 체표면과의 사이에 공기층이 발생하도록 단열재로 이루어지는 지지 부재를 통하여 체표면(BS)으로부터 소정 거리 이격한 위치에 배치되는 기관을 구비하고, 기관에, 체표면 온도를 측정하는 방사 온도계 및 기관의 기관 온도를 측정하는 기관 온도계를 포함하는 체온계가 마련되어 있어, 심부 체온을 정확하게 측온할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/0008 (2013.01)

A61B 5/0402 (2013.01)

A61B 5/053 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

피측정 대상인 생체의 체표면과의 사이에 공기층이 발생하도록 지지 부재를 통하여 상기 체표면으로부터 소정 거리 이격된 위치에 배치되는 기관을 구비하고,

상기 기관에, 상기 체표면의 체표면 온도를 측정하는 방사 온도계 및 상기 기관의 기관 온도를 측정하는 기관 온도계를 포함하는 체온계가 마련되어 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 방사 온도계는 고정용 온도계를 구비하고, 상기 기관 온도계에 상기 고정용 온도계가 이용되는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 지지 부재는 단열재로 이루어지며, 상기 방사 온도계와 상기 체표면의 사이에 상기 공기층으로서의 대략 밀폐된 공간을 형성하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 단열재로서 발포 플라스틱재가 이용되는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 방사 온도계는, 상기 기관의 상기 체표면과 대향하는 하면 측에 마련되어 있고, 상기 기관은, 그 상면을 포함하며 상기 공기층 이외의 부분이 상기 단열재로 덮여 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 6

청구항 3에 있어서,

상기 방사 온도계는, 상기 기관의 상기 체표면과 대향하는 하면 측에 마련되어 있고, 상기 단열재는, 상기 공기층을 둘러싸도록 상기 기관의 하면 측에 통 형상체로서 배치되는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 기관에는, 상기 방사 온도계로 측정된 체표면 온도와 상기 기관 온도계로 측정된 기관 온도를 무선으로 송신하는 송신부가 마련되어 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 기관이 상기 단열재에 의하여 지지된 상태에서, 적어도 일부에 전자파 투과 영역을 갖는 케이스 내에 수납되는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 케이스는, 상판 및 상기 상판의 둘레 가장자리로부터 하방을 향하여 대략 직각으로 절곡된 측판을 갖는 상기 체표면 측의 저면이 개방된 상자체로 이루어지고, 상기 저면의 전체가 시트에 의하여 덮여 있음과 함께, 상기 시트의 상기 체표면 측에는 점착 젤이 도포되어 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 시트 및 상기 점착 젤은 적외선을 투과하는 재료로 이루어지는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 11

청구항 8에 있어서,

상기 케이스는, 바닥판 및 상기 바닥판의 둘레 가장자리로부터 상방을 향하여 대략 직각으로 절곡된 측판을 포함하며 상면이 개방된 상자 형상의 케이스 본체와, 상기 케이스 본체의 상면에 착탈 가능하게 덮이는 덮개를 구비하고 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 12

청구항 9에 있어서,

상기 케이스 내에는, 상기 측판 측으로부터 출입하는 열을 상기 기관에 전달하는 고열전도막이 마련되어 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 13

청구항 1에 있어서,

상기 체표면 온도를 T_{sk} , 상기 기관 온도를 T_{sub} , 상기 공기층의 열저항을 R_{thair} , 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 I_{th} 로 하여, $(T_{sk}-T_{sub})/R_{thair}$ 에 의하여 상기 열류(I_{th})를 구하는 연산부를 구비하고 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 14

청구항 13에 있어서,

상기 생체의 심부 조직으로부터 체표면까지의 열저항을 R_{thbody} , 상기 생체의 심부 체온을 T_{core} 로 하여, 상기 연산부는, $T_{sk}+I_{th}\times R_{thbody}$ 에 의하여 상기 심부 체온(T_{core})을 구하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 15

청구항 14에 있어서,

상기 생체 내의 전기 저항을 측정하는 체내 전기 저항 측정 수단을 구비하고, 상기 체내 전기 저항 측정 수단에 의하여 측정된 체내 전기 저항값으로부터 상기 열저항(R_{thbody})을 추정하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 16

청구항 1에 있어서,

상기 체온계로서, 상기 기관에, 상기 체표면의 체표면 온도를 측정하는 제1 방사 온도계 및 상기 기관의 기관 온도를 측정하는 제1 기관 온도계를 포함하는 제1 체온계와, 상기 체표면의 체표면 온도를 측정하는 제2 방사 온도계 및 상기 기관의 기관 온도를 측정하는 제2 기관 온도계를 포함하는 제2 체온계가 병치되어 있음과 함께, 상기 기관 중 상기 제1 체온계가 배치되어 있는 기관 상면이 단열재로 덮여 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 17

청구항 16에 있어서,

상기 생체의 심부 체온(Tcore)을 구하는 연산부를 갖고, 상기 제1 체온계로 측정되는 상기 체표면 온도를 Tsk1, 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 Ith1, 상기 제2 체온계로 측정되는 상기 체표면 온도를 Tsk2, 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 Ith2, 상기 생체의 심부 조직으로부터 체표면까지의 열저항을 Rthbody로 하여,

상기 연산부는, $(Tsk2 - Tsk1) / (Ith1 - Ith2)$ 로부터 Rthbody를 산출한 후, $(Ith1 \times Rthbody + Tsk1)$ 혹은 $(Ith2 \times Rthbody + Tsk2)$ 로부터 상기 생체의 심부 체온(Tcore)을 구하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 18

심부로부터 표면에 걸쳐 제1 열저항(Rth1)을 갖는 물체를 피측정 대상으로 하고, 상기 피측정 대상의 표면에 배치되는 제2 열저항(Rth2)을 갖는 단열층과,

상기 단열층에 의해 이격된 제1, 제2 온도를 측정하는 수단과,

제1 시각(A)에서 측정되는 상기 제1, 제2 온도와, 그보다 소정 시간이 경과한 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제1, 제2 온도로부터 상기 제1 열저항을 산출하는 수단과,

상기 제1, 제2 열저항과, 상기 제1, 제2 온도로부터 상기 피측정 대상의 심부 온도를 산출하는 수단을 구비하고 있는 것을 특징으로 하는 물체의 데이터 측정 장치.

청구항 19

청구항 18에 있어서,

상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제1 온도의 차분(a)과, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제2 온도의 차분(b)과, 상기 제2 열저항(Rth2)으로부터, 상기 제1 열저항(Rth1)을, $Rth1 = Rth2 \times b / (a - b)$ 인 식에 의하여 산출하는 수단을 구비하고 있는 것을 특징으로 하는 물체의 데이터 측정 장치.

청구항 20

청구항 18에 있어서,

상기 제1 열저항(Rth1)으로서 임시의 값이 설정되고, 상기 제1 열저항(Rth1)의 임시의 값에 근거하여, 상기 제1 시각(A)에서의 상기 측정 대상의 심부 온도(TcoreA)와, 상기 제2 시각(B)에서의 상기 측정 대상의 심부 온도(TcoreB)를 산출하며, 상기 심부 온도(TcoreA)-상기 심부 온도(TcoreB)의 절댓값이 소정의 판정값 내에 들어가도록 상기 제1 열저항(Rth1)의 값을 변경하는 수단을 더 구비하고 있는 것을 특징으로 하는 물체의 데이터 측정 장치.

청구항 21

청구항 18에 있어서,

상기 제1 온도가 상기 단열층의 물체 표면에 접촉하는 저면 측 온도이고, 상기 제2 온도가 상기 단열층의 상면 측의 온도이며, 상기 제2 온도에 대한 상기 제1 온도의 응답 지연을 보정하기 위하여, 상기 제2 온도에 소정의 지연 시간을 추가하는 수단을 더 구비하는 것을 특징으로 하는 물체의 데이터 측정 장치.

청구항 22

피측정 대상인 생체의 체표면과의 사이에 공기층이 발생하도록 지지 부재를 통하여 상기 체표면으로부터 소정 거리 이격된 위치에 배치되는 기관을 구비하고, 상기 기관에, 상기 체표면의 체표면 온도(Tsk)를 측정하는 방사 온도계 및 상기 기관의 기관 온도(Tsub)를 측정하는 기관 온도계를 포함하는 온도 측정 수단이 마련되어 있으며, 상기 온도 측정 수단으로 동일 장소에서 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)의 적어도 2회에 걸쳐 상기 체표면 온도(Tsk)와 상기 기관 온도(Tsub)를 측정하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 23

청구항 22에 있어서,

상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 체표면 온도(Tsk)의 차분(a)과, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 기관 온도(Tsub)의 차분(b)과, 상기 공기층의 열저항(Rthair)으로부터, 상기 생체의 체내 열저항(Rthbody)을, $Rthbody = Rthair \times b / (a - b)$ 인 식에 의하여 산출하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 24

청구항 22에 있어서,

상기 공기층의 열저항을 Rthair, 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 Ith로 하여, $(Tsk - Tsub) / Rthair$ 에 의하여 상기 열류(Ith)를 구하며, 상기 기관 온도(Tsub)에 대한 상기 체표면 온도(Tsk)의 응답 지연을 보정하기 위하여, 상기 기관 온도(Tsub)에 소정의 지연 시간을 부가하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 25

청구항 24에 있어서,

체표면에의 장착 후의 제1 시각(A)에서 측정되는 열류(IthA), 그보다 소정 시간이 경과한 제2 시각(B)에서 측정되는 열류(IthB), 미리 설정되는 체내 열저항(Rthbody)의 임시의 값으로부터 산출되는 상기 제1 시각(A)에서의 심부 체온(TcoreA)과 상기 제2 시각(B)에서의 심부 체온(TcoreB)을 비교하고, TcoreA-TcoreB의 절댓값이 소정의 판정값 내에 들어가도록 Rthbody의 값을 변경하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 26

청구항 22에 있어서,

가열체에 의하여 당해 데이터 측정 장치가 수납되어 있는 케이스의 케이스 온도(Tcase)를 심부 체온(Tcore)으로까지 상승시켜 일시적으로 ZHF 상태를 만들고, 그것을 기초로 체내 열저항(Rthbody)을 산출하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 27

청구항 26에 있어서,

상기 케이스에는, 상기 가열체에 의한 교정을 접수하는 수단이 마련되어 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 28

청구항 26에 있어서,

상기 케이스 온도(Tcase)가 소정의 온도(Tth)를 초과한 경우에, 상기 가열체를 상기 케이스로부터 분리하는 지시를 내리는 스텝을 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 29

청구항 23에 있어서,

심부 체온(Tcore)이 유의하게 변화할 수 없는 속도로 환경 온도가 변화한 경우에, 상기 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 스텝을 실행하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 30

청구항 23에 있어서,

피측정 대상인 생체의 심박수가 소정의 임계값 이하인 경우에, 상기 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 스텝을 실행하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 31

청구항 23에 있어서,

체내 심부로부터 체표면까지의 체내 심부 거리(body_d)×체내 심부로부터 체표면까지의 열저항률로부터 임시 체내 열저항(Rthbody)을 구한 뒤에, 상기 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 스텝을 실행하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 32

청구항 22에 있어서,

측정 초기에 얻어진 기관 온도(Tsub)와 체표면 온도(Tsk)로부터, 심부 체온(Tcore)이 미리 입력되어 있는 안정 시 체온이 되도록, 체내 열저항(Rthbody)을 역산하는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 33

청구항 22에 있어서,

상기 기관에는 심전을 측정하는 ECG 측정 회로가 탑재되어 있음과 함께, 당해 생체 데이터 측정 장치의 케이스를 체표면에 장착하는 장착 벨트를 구비하고, 상기 장착 벨트에는, 체표면에 접촉하는 적어도 2개의 전극이 소정 거리 이간하여 배치되어 있으며, 상기 장착 벨트와 상기 케이스 사이에는, 상기 2개의 전극을 상기 ECG 측정 회로에 접속하기 위한 콘택트부가 마련되어 있고, 상기 온도 계측 수단에 의한 체온 신호 측정과 상기 ECG 측정 회로에 의한 심전 신호 측정이 동시에 행해지는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

청구항 34

심부로부터 표면에 걸쳐 제1 열저항(Rth1)을 갖는 생체를 피측정 대상으로 하고, 상기 피측정 대상의 체표면에 배치되는 제2 열저항(Rth2)을 갖는 단열층과,

상기 단열층에 의해 이격된 제1, 제2 온도를 측정하는 수단과,

상기 제1 온도가 상기 단열층의 체표면에 접촉하는 저면 측 온도이고, 상기 제2 온도가 상기 단열층의 상면 측의 온도이며, 상기 제2 온도에 대한 상기 제1 온도의 응답 지연을 보정하기 위하여, 상기 제2 온도에 소정의 지연 시간을 부가하는 수단을 구비하고 있는 것을 특징으로 하는 생체 데이터 측정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은, 물체의 데이터 측정 장치, 특히 생체의 체표면에 부착하여 생체 데이터를 측정하는 생체 데이터 측정 장치에 관한 것이며, 더 자세하게 말하면, 생체의 특히 심부 체온(Deep body temperature)을 측정하는 생체 데이터 측정 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 현재, 생체의 체표면에 부착하여 심부 체온을 측정하는 방법으로서, 예를 들면 Single Heat Flux(SHF)법과, Dual Heat Flux(DHF)법과, Zero Heat Flux(ZHF)법이 알려져 있다.

[0003] Single Heat Flux(SHF)법의 일례로서, 도 29에 선행기술문헌 1(국제 공개공보 W02011/012386호)에 기재되어 있는 도 2의 구성을 나타낸다. 동일 도면에 있어서, 2는 제1 프로브, 6은 제2 프로브, 4는 단열재이고, 3이 체표면이다. 제1 프로브(2)와 제2 프로브(6)에 의하여 체표면(3)으로부터 대략 수직으로 발생하는 열류(열유속)를 측정한다.

[0004] SHF법에 의하면, 히터가 불필요하기 때문에 저전력이고 구성이 간소하다는 이점이 있지만, 측정 시간이 10분 정도 걸린다는 문제가 있다. 또, 생체 내의 열저항(체내 열저항)을 다른 방법으로 미리 측정할 필요가 있다.

[0005] 다음으로, Dual Heat Flux(DHF)법의 일례로서, 도 30에 선행기술문헌 2(일본 일본 특허공개공보 소63-58223호)에 기재되어 있는 제1 도면의 구성을 나타낸다. 동일 도면에 있어서, 11, 17이 제1 온도 센서의 쌍, 12, 18이

제2 온도 센서의 쌍이고, 제1 온도 센서의 쌍(11, 17)에 의하여 측정된 열류와, 제2 온도 센서의 쌍(12, 18)에 의하여 측정된 열류에 의하여, 생체의 심부 체온을 측정한다.

- [0006] DHF법에 의하면, 체내의 열저항을 다른 방법으로 측정하는 일 없이 심부 체온을 알 수 있고, 또, 히터가 불필요하기 때문에 저전력이기도 하다는 이점이 있다. 그러나, 측정 시간이 역시 10분 정도 걸리고, 온도 센서의 쌍이 2세트 필요하다는 문제가 있다.
- [0007] 또, Zero Heat Flux(ZHF)법의 일례로서, 도 31에 선행기술문헌 3(미국 특허공개공보 제2016/0238463호)에 기재되어 있는 도 6을 나타낸다. 동일 도면에 있어서, 140이 온도 센서이고, 126이 히터이다.
- [0008] ZHF법에 의하면, 피부 표면에 첨부한 온도 센서(140)가 히터(126)에 의하여 가온되어, 온도 센서(140)와 심부 체온이 평형에 이른 시점(약 3분 정도)에서, 표시부에 심부 체온이 표시된다.
- [0009] 이와 같이, 측정 시간이 약 3분 정도로 비교적 빠르다는 이점이 있지만, 한편으로, 히터의 소비 전력으로서 1W(와트) 정도 필요하다는 점에서 문제가 있다.
- [0010] 또, ZHF법의 경우, 1W 정도의 소비 전력을 필요로 하기 때문에, 체표면에 첨부하여 사용하는 반창고형의 센서에는 적용이 어렵다.
- [0011] 센서 주위의 배선에 대하여, SHF법의 경우에서도 4개의 배선, DHF법의 경우에는 8개의 배선이 있고, 이들 배선을 신호 독출 회로 등에 접속할 필요가 있어, 그만큼 번거로워진다.
- [0012] 배선에 의한 수평 방향(체표면과 대략 평행한 방향)의 열전도는, 감도의 저하나 오차의 원인이 된다. 나아가서는, 배선을 경유하여 데이터 수집 측의 기기와 접속하도록 하고 있기 때문에, 생체에 대한 장착이 번거로워지는 데다, 장착 시의 부담이 되고 있다.
- [0013] 또, SHF법의 경우, 상기한 바와 같이 기본적으로 히터가 불필요하기 때문에 저전력이고 구성이 간소하다는 이점이 있지만, 생체 내의 열저항(체내 열저항)을 다른 방법으로 미리 측정할 필요가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0014] 본 발명의 제1 과제는, 구성이 간단함과 함께, 생체의 체표면에 대한 장착성이 양호한, 특히 심부 체온을 정확하게 측정할 수 있는 생체 데이터 측정 장치를 제공하는 것에 있다.
- [0015] 또, 본 발명의 제2 과제는, 온도 측정 수단이 하나인 SHF이면서, 물체의 내부 열저항을 다른 수단으로 측정하는 일 없이, 심부 온도를 구할 수 있는 측정 장치, 특히 생체 데이터 측정 장치를 제공하는 것에 있다.

과제의 해결 수단

- [0016] 본 발명에는, 상기 제1 과제를 해결하는 제1 발명과, 상기 제2 과제를 해결하는 제2 발명이 포함되어 있다.
- [0017] 먼저, 상기 제1 과제를 해결하기 위하여, 제1 발명에 관한 생체 데이터 측정 장치는, 피측정 대상인 생체의 체표면과의 사이에 공기층이 발생하도록 지지 부재를 통하여 상기 체표면으로부터 소정 거리 이격된 위치에 배치되는 기관을 구비하고, 상기 기관에, 상기 체표면의 체표면 온도를 측정하는 방사 온도계 및 상기 기관의 기관 온도를 측정하는 기관 온도계를 포함하는 체온계가 마련되어 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0018] 바람직하게는, 상기 방사 온도계는 교정용 온도계를 구비하고, 상기 기관 온도계에 상기 교정용 온도계가 이용된다.
- [0019] 또, 상기 지지 부재는 단열재로 이루어지며, 상기 방사 온도계와 상기 체표면의 사이에 상기 공기층으로서의 대략 밀폐된 공간을 형성한다. 상기 단열재로서, 바람직하게는 발포 플라스틱재가 이용된다.
- [0020] 상기 방사 온도계는, 상기 기관의 상기 체표면과 대향하는 하면 측에 마련되어 있고, 상기 기관은, 그 상면을 포함하며 상기 공기층 이외의 부분을 상기 단열재로 덮는 것이 바람직하다.
- [0021] 다른 양태로서, 상기 방사 온도계는, 상기 기관의 상기 체표면과 대향하는 하면 측에 마련되어 있고, 상기 단열재는, 상기 공기층을 둘러싸도록 상기 기관의 하면 측에 통 형상체로서 배치되어도 된다.
- [0022] 제1 발명의 특징으로서, 상기 기관에는, 상기 방사 온도계로 측정된 체표면 온도와 상기 기관 온도계로 측정된

기관 온도를 무선으로 송신하는 송신부가 마련된다.

- [0023] 상기 기관에 상기 송신부를 구비함에 따라, 상기 기관이 상기 단열재에 의하여 지지된 상태에서, 적어도 일부에 전자파 투과 영역을 갖는 케이스 내에 수납된다.
- [0024] 제1 발명에는, 상기 케이스는, 상판 및 상기 상판의 둘레 가장자리로부터 하방을 향하여 대략 직각으로 절곡된 측판을 갖는 상기 체표면 측의 저면이 개방된 상자체로 이루어지고, 상기 저면의 전체가 시트에 의하여 덮여 있음과 함께, 상기 시트의 상기 체표면 측에는 점착 젤이 도포되어 있는 양태가 포함된다.
- [0025] 상기 시트 및 상기 점착 젤에, 적외선을 투과하는 재료를 사용할 수 있다.
- [0026] 상기 케이스는, 바닥판 및 바닥판의 둘레 가장자리로부터 상방을 향하여 대략 직각으로 절곡된 측판을 포함하며 상면이 개방된 상자 형상의 케이스 본체와, 상기 케이스 본체의 상면에 착탈 가능하게 덮이는 덮개를 구비한 케이스여도 되고, 이와 같은 양태도 본 발명에 포함된다.
- [0027] 제1 발명에 있어서, 상기 케이스 내에는, 상기 측판 측으로부터 출입하는 열을 상기 기관에 전달하는 고열전도 막이 마련된다.
- [0028] 제1 발명에 관한 생체 데이터 측정 장치는, 상기 체표면 온도를 T_{sk} , 상기 기관 온도를 T_{sub} , 상기 공기층의 열저항을 R_{thair} , 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 I_{th} 로 하여, $(T_{sk}-T_{sub})/R_{thair}$ 에 의하여 상기 열류(I_{th})를 구하는 연산부를 구비하고 있다.
- [0029] 또, 상기 연산부는, 상기 생체의 심부 조직으로부터 체표면까지의 열저항을 R_{thbody} , 상기 생체의 심부 체온을 T_{core} 로 하여, $T_{sk}+I_{th}\times R_{thbody}$ 에 의하여 상기 심부 체온(T_{core})을 구한다.
- [0030] 상기 생체 내의 전기 저항을 측정하는 체내 전기 저항 측정 수단을 구비하고, 상기 체내 전기 저항 측정 수단에 의하여 측정된 체내 전기 저항값으로부터 상기 열저항(R_{thbody})을 추정하는 양태도 본 발명에 포함된다.
- [0031] 또, 다른 양태에 관한 생체 데이터 측정 장치는, 상기 체온계로서, 상기 기관에, 상기 체표면의 체표면 온도를 측정하는 제1 방사 온도계 및 상기 기관의 기관 온도를 측정하는 제1 기관 온도계를 포함하는 제1 체온계와, 상기 체표면의 체표면 온도를 측정하는 제2 방사 온도계 및 상기 기관의 기관 온도를 측정하는 제2 기관 온도계를 포함하는 제2 체온계가 병치(並置)되어 있음과 함께, 상기 기관 중 상기 제1 체온계가 배치되어 있는 기관 상면이 단열재로 덮여 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0032] 상기 다른 양태에 관한 생체 데이터 측정 장치는, 상기 생체의 심부 체온(T_{core})을 구하는 연산부를 갖고, 상기 제1 체온계로 측정되는 상기 체표면 온도를 T_{sk1} , 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 I_{th1} , 상기 제2 체온계로 측정되는 상기 체표면 온도를 T_{sk2} , 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 I_{th2} , 상기 생체의 심부 조직으로부터 체표면까지의 열저항을 R_{thbody} 로 하여, 상기 연산부는, $(T_{sk2}-T_{sk1})/(I_{th1}-I_{th2})$ 로부터 R_{thbody} 를 산출한 후, $(I_{th1}\times R_{thbody}+T_{sk1})$ 혹은 $(I_{th2}\times R_{thbody}+T_{sk2})$ 로부터 상기 생체의 심부 체온(T_{core})을 구하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0033] 다음으로, 상기 제2 과제를 해결하기 위하여, 제2 발명에는, 다음에 기재하는 몇 개의 양태가 포함되어 있다.
- [0034] 먼저, 제1 양태는, 심부로부터 표면에 걸쳐 제1 열저항(R_{th1})을 갖는 물체를 피측정 대상으로 하고, 상기 피측정 대상의 표면에 배치되는 제2 열저항(R_{th2})을 갖는 단열층과, 상기 단열층에 의해 이격된 제1, 제2 온도를 측정하는 수단과, 제1 시각(A)에서 측정되는 상기 제1, 제2 온도와, 그보다 소정 시간이 경과한 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제1, 제2 온도로부터 상기 제1 열저항을 산출하는 수단과, 상기 제1, 제2 열저항과, 상기 제1, 제2 온도로부터 상기 피측정 대상의 심부 온도를 산출하는 수단을 구비하고 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0035] 제2 양태는, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제1 온도의 차분(a)과, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제2 온도의 차분(b)과, 상기 제2 열저항(R_{th2})으로부터, 상기 제1 열저항(R_{th1})을, $R_{th1}=R_{th2}\times b/(a-b)$ 인 식에 의하여 산출하는 수단을 구비하고 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0036] 제3 양태는, 상기 제1 열저항(R_{th1})으로서 임시의 값이 설정되고, 상기 제1 열저항(R_{th1})의 임시의 값에 근거하여, 상기 제1 시각(A)에서의 상기 측정 대상의 심부 온도(T_{coreA})와, 상기 제2 시각(B)에서의 상기 측정 대상의 심부 온도(T_{coreB})를 산출하여, 상기 심부 온도(T_{coreA})-상기 심부 온도(T_{coreB})의 절댓값이 소정의 판정값 내에 들어가도록 상기 제1 열저항(R_{th1})의 값을 변경하는 수단을 더 구비하고 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0037] 제4 양태는, 상기 제1 온도가 상기 단열층의 물체 표면에 접촉하는 저면 측 온도이고, 상기 제2 온도가 상기 단

열층의 상면 측의 온도이며, 상기 제2 온도에 대한 상기 제1 온도의 응답 지연을 보정하기 위하여, 상기 제2 온도에 소정의 지연 시간을 추가하는 수단을 더 구비하는 것을 특징으로 하고 있다.

- [0038] 제5 양태는, 피측정 대상인 생체의 체표면과의 사이에 공기층이 발생하도록 지지 부재를 통하여 상기 체표면으로부터 소정 거리 이격된 위치에 배치되는 기관을 구비하고, 상기 기관에, 상기 체표면의 체표면 온도(Tsk)를 측정하는 방식 온도계 및 상기 기관의 기관 온도(Tsub)를 측정하는 기관 온도계를 포함하는 온도 측정 수단이 마련되어 있으며, 상기 온도 측정 수단으로 동일 장소에서 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)의 적어도 2회에 걸쳐 상기 체표면 온도(Tsk)와 상기 기관 온도(Tsub)를 측정하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0039] 제6 양태는, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 체표면 온도(Tsk)의 차분(a)과, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 기관 온도(Tsub)의 차분(b)과, 상기 공기층의 열저항(Rthair)으로부터, 상기 생체의 체내 열저항(Rthbody)을, $Rthbody = Rthair \times b / (a - b)$ 인 식에 의하여 산출하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0040] 제7 양태는, 상기 공기층의 열저항을 Rthair, 상기 체표면에 대략 수직으로 흐르는 열류를 Ith로 하여, $(Tsk - Tsub) / Rthair$ 에 의하여 상기 열류(Ith)를 구하며, 상기 기관 온도(Tsub)에 대한 상기 체표면 온도(Tsk)의 응답 지연을 보정하기 위하여, 상기 기관 온도(Tsub)에 소정의 지연 시간을 추가하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0041] 제8 양태는, 체표면에서의 장착 후의 제1 시각(A)에서 측정되는 열류(IthA), 그보다 소정 시간이 경과한 제2 시각(B)에서 측정되는 열류(IthB), 미리 설정되는 체내 열저항(Rthbody)의 임시의 값으로부터 산출되는 상기 제1 시각(A)에서의 심부 체온(TcoreA)과 상기 제2 시각(B)에서의 심부 체온(TcoreB)을 비교하고, TcoreA-TcoreB의 절댓값이 소정의 판정값 내에 들어가도록 Rthbody의 값을 변경하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0042] 제9 양태는, 가열체에 의하여 당해 데이터 측정 장치가 수납되어 있는 케이스의 케이스 온도(Tcase)를 심부 체온(Tcore)으로까지 상승시켜 일시적으로 ZHF 상태를 만들고, 그것을 기초로 체내 열저항(Rthbody)을 산출하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0043] 제10 양태는, 상기 케이스에는, 상기 가열체에 의한 교정을 접수하는 수단이 마련되어 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0044] 제11 양태는, 상기 케이스 온도(Tcase)가 소정의 온도(Tth)를 초과한 경우에, 상기 가열체를 상기 케이스로부터 분리하는 지시를 내리는 스텝을 포함하고 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0045] 제12 양태는, 심부 체온(Tcore)이 유의하게 변화할 수 없는 속도로 환경 온도가 변화한 경우에, 상기 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 스텝을 실행하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0046] 제13 양태는, 피측정 대상인 생체의 심박수가 소정의 임계값 이하인 경우에, 상기 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 스텝을 실행하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0047] 제14 양태는, 체내 심부로부터 체표면까지의 체내 심부 거리(body_d)×체내 심부로부터 체표면까지의 열저항률로부터 임시 체내 열저항(Rthbody)을 구한 뒤에, 상기 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 스텝을 실행하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0048] 제15 양태는, 측정 초기에 얻어진 기관 온도(Tsub)와 체표면 온도(Tsk)로부터, 심부 체온(Tcore)이 미리 입력되어 있는 안정 시 체온이 되도록, 체내 열저항(Rthbody)을 역산하는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0049] 제16 양태는, 상기 기관에는 심전을 측정하는 ECG 측정 회로가 탑재되어 있음과 함께, 당해 생체 데이터 측정 장치의 케이스를 체표면에 장착하는 장착 벨트를 구비하고, 상기 장착 벨트에는, 체표면에 접촉하는 적어도 2개의 전극이 소정 거리 이격하여 배치되어 있으며, 상기 장착 벨트와 상기 케이스 사이에는, 상기 2개의 전극을 상기 ECG 측정 회로에 접속하기 위한 콘택트부가 마련되어 있고, 상기 온도 측정 수단에 의한 체온 신호 측정과 상기 ECG 측정 회로에 의한 심전 신호 측정이 동시에 행해지는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0050] 또, 제17 양태로서, 심부로부터 표면에 걸쳐 제1 열저항(Rth1)을 갖는 생체를 피측정 대상으로 하고, 상기 피측정 대상의 체표면에 배치되는 제2 열저항(Rth2)을 갖는 단열층과, 상기 단열층에 의해 이격된 제1, 제2 온도를 측정하는 수단과, 상기 제1 온도가 상기 단열층의 체표면에 접촉하는 저면 측 온도이고, 상기 제2 온도가 상기 단열층의 상면 측의 온도이며, 상기 제2 온도에 대한 상기 제1 온도의 응답 지연을 보정하기 위하여, 상기 제2 온도에 소정의 지연 시간을 추가하는 수단을 구비하고 있는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0051] 제1 발명에 의하면, 지지 부재(단열재)를 통하여 체표면으로부터 소정 거리 이격된 위치에 배치되는 기관에 방

사 온도계와 기관 온도계를 마련한 구성이기 때문에, 저비용으로 간단하게 제작할 수 있다. 또, 기관과 체표면의 사이의 단열층이 공기층이기 때문에, 기관과 체표면의 사이의 열저항을 큰 값으로 할 수 있다.

[0052] 또, 방사 온도계와 체표면의 사이에, 지지 부재로서의 단열재에 의하여 밀폐된 공간(공기층)이 형성되기 때문에, 주위 온도에 대한 오차를 작게 할 수 있다.

[0053] 또, 방사 온도계로 측정된 체표면 온도와 기관 온도계로 측정된 기관 온도를 무선으로 송신하는 송신부를 구비하고 있음으로써, 유선 송신부의 배선을 통한 열이동이 없어, 보다 고정밀도의 심부 체온을 측정할 수 있다.

[0054] 또, 체표면의 체표면 온도를 측정하는 제1 방사 온도계 및 기관의 기관 온도를 측정하는 제1 기관 온도계를 포함하는 제1 체온계와, 체표면의 체표면 온도를 측정하는 제2 방사 온도계 및 기관의 기관 온도를 측정하는 제2 기관 온도계를 포함하는 제2 체온계를 기관 상에 병치함과 함께, 상기 기관 중 제1 체온계가 배치되어 있는 기관 상면을 단열재로 덮는 구성으로 함으로써, 별도의 측정 수단으로 체내의 열저항을 측정하는 일 없이, 심부 체온을 측정할 수 있다.

[0055] 또, 제2 발명에 의하면, 하나의 특징적인 수법으로서, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제1 온도의 차분(a)과, 상기 제1 시각(A)과 상기 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제2 온도의 차분(b)과, 상기 제2 열저항(Rth2)(이미 알려짐)으로부터, 상기 제1 열저항(물체의 내부 열저항)(Rth1)을, $Rth1 = Rth2 \times b / (a - b)$ 인 식에 의하여 산출할 수 있기 때문에, 온도 측정 수단이 하나인 SHF이면서, 물체의 내부 열저항을 다른 수단으로 측정하는 일 없이, 심부 온도를 구할 수 있다.

발명의 효과

[0056] 이와 같이, 동일한 장소에서 또한 동일한 온도계에 의하여, 시간적으로 떨어진 시각(A, B)에서 2개의 열류를 측정하도록 하고 있기 때문에, 장소에 따른 편차나, 온도계의 편차에 영향을 받는 일이 없다. 나아가서는, DHF법이나 ZHF법에 비하여 소형화로 할 수 있어, 소비 전력을 큰폭으로 낮출 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0057] 도 1은, 본 발명의 기본적인 양태(제1 실시형태)를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 동일하게 모식적인 단면도이다.

도 2는, 본 발명의 제2 실시형태를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 그 단면도이다.

도 3은, 본 발명의 제3 실시형태를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 그 단면도이다.

도 4는, 본 발명의 제4 실시형태를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 그 단면도이다.

도 5는, 본 발명의 제5 실시형태를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 그 단면도이다.

도 6은, 본 발명의 제6 실시형태를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 그 단면도, (c) 제5 실시형태의 변형예에 관한 단면도이다.

도 7은, 본 발명의 생체 데이터 측정 장치를 장착 벨트를 통하여 생체에 부착한 상태를 나타내는 (a) 모식도, (b) 그 주요부 단면도이다.

도 8은, 본 발명의 제7 실시형태를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 그 단면도이다.

도 9는, 본 발명의 제8 실시형태를 나타내는 모식적인 단면도이다.

도 10은, 본 발명의 제1 내지 제4 실시형태의 양태에 있어서, (a) 겨울철에 있어서의 체내 심부로부터 환경 온도에 이르는 온도 구배를 나타내는 그래프, (b) 겨울철에서의 각부의 열저항률, 두께, 열저항을 나타내는 표이다.

도 11은, 상기 제1 내지 제4 실시형태의 양태에 있어서, (a) 여름철에 있어서의 체내 심부로부터 환경 온도에 이르는 온도 구배를 나타내는 그래프, (b) 여름철에서의 각부의 열저항률, 두께, 열저항을 나타내는 표이다.

도 12는, 상기 제 5 실시형태의 양태에 있어서, (a) 제1 온도계와 제2 온도계로 측정된 체내 심부로부터 환경 온도에 이르는 온도 구배를 나타내는 그래프, (b) 그 때의 각부의 열저항률, 두께, 열저항을 나타내는 표이다.

도 13은, 본 발명의 제9 실시형태로, (a) 장착 벨트를 통하여 체표면에 장착되는 생체 데이터 측정 장치를 나타

내는 모식적인 단면도, (b) 동일 생체 데이터 측정 장치의 평면도이다.

도 14a는, 상기 제9 실시형태에 관한 생체 데이터 측정 장치의 기관에 탑재되는 회로계와 장착 벨트에 마련되는 전극의 배치예(2전극)를 나타내는 모식도이다.

도 14b는, 상기 제9 실시형태에 있어서, 장착 벨트에 마련되는 전극의 다른 배치예(4전극)를 나타내는 모식도이다.

도 15는, 본 발명의 제10 실시형태로서, (a) 검출되는 체표면 온도와 기관 온도의 시상수(時常數) 보정을 설명하는 그래프, (b) 그 시상수 보정을 행하는 스텝을 나타내는 플로차트이다.

도 16a는, 본 발명의 제11 실시형태로서, 장착 시의 과도 응답으로부터 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 방법을 설명하는 그래프이다.

도 16b는, 당해 방법에 의하여 체내 열저항(Rthbody)을 증감시키는 스텝을 나타내는 플로차트이다.

도 16c는, 상기 제11 실시형태의 다른 방법으로서, 체표면 온도와 기관 온도로부터 체내 열저항을 직접 구하는 방법을 설명하는 그래프이다.

도 16d는, 상기 제11 실시형태의 다른 방법의 동작을 나타내는 플로차트이다.

도 17은, 본 발명의 제12 실시형태로서, (a) 가열체를 이용하여 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 방법을 설명하는 그래프, (b) 당해 방법에 의하여 체내 열저항(Rthbody)을 증감시키는 스텝을 나타내는 플로차트이다.

도 18은, 본 발명의 제13 실시형태로서, (a) 환경 온도 변화로부터 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 방법을 설명하는 그래프, (b) 당해 방법에 의하여 체내 열저항(Rthbody)을 증감시키는 스텝을 나타내는 플로차트이다.

도 19a는, 본 발명의 제14 실시형태로서, 체내 심부로부터 표피까지의 거리(body_d)의 입력을 유저에게 요구하는 방법을 나타내는 플로차트이다.

도 19b는, 본 발명의 제15 실시형태로서, 가속도에 의하여 자세를 검출하여 체표면 온도와 기관 온도의 보정을 행하는 방법을 나타내는 플로차트이다.

도 20은, 본 발명의 제16 실시형태로서, 상기 제9 실시형태에서 탑재되어 있는 ECG 측정 회로를 나타내는 (a) 블록도, (b) 그 각부의 동작 설명도이다.

도 21은, 동일하게 본 발명의 제16 실시형태로서, 상기 제9 실시형태에서 탑재되어 있는 GSR 측정 회로를 나타내는 (a) 블록도, (b) 그 각부의 동작 설명도이다.

도 22는, 동일하게 본 발명의 제16 실시형태로서, 상기 제9 실시형태에서 탑재되어 있는 GSR 구동 회로를 나타내는 (a) 블록도, (b) 그 각부의 동작 설명도이다.

도 23은, 본 발명의 제17 실시형태로서, 생체 데이터 측정 장치의 케이스가 장착 벨트 상에 배치되는 양태를 나타내는 (a) 모식적인 단면도, (b) 상기 케이스의 평면도이다.

도 24는, 상기 케이스를 피측정 부위에 장착하는 4전극을 갖는 상기 장착 벨트를 피측정 부위 측으로부터 본 평면도이다.

도 25는, 본 발명의 제18 실시형태로서, 생체 데이터 측정 장치의 케이스와 장착 벨트를 해리 가능한 후크로 연결한 양태를 나타내는 (a) 모식적인 평면도, (b) 그 단면도, (c) 후크의 일례를 나타내는 사시도이다.

도 26은, 본 발명의 제19 실시형태로서, 생체 데이터 측정 장치를 1매의 기관에 탑재한 양태를 모식적으로 나타내는 (a) 평면도, (b) 그 단면도이다.

도 27은, 본 발명의 제20 실시형태로서, 생체 데이터 측정 장치를 2매의 기관에 나누어 탑재한 양태를 모식적으로 나타내는 (a) 평면도, (b) 그 단면도이다.

도 28a는, 생체 데이터 측정 장치의 케이스와 장착 벨트와의 전기적·기계적 콘택트부의 제1 예를 나타내는 모식적인 단면도이다.

도 28b는, 생체 데이터 측정 장치의 케이스와 장착 벨트와의 전기적·기계적 콘택트부의 제2 예를 나타내는 모식적인 단면도이다.

도 28c는, 생체 데이터 측정 장치의 케이스와 장착 벨트와의 전기적·기계적 콘택트부의 제3 예를 나타내는 모

식적인 단면도이다.

도 28d는, 생체 데이터 측정 장치의 케이스와 장착 벨트와의 전기적·기계적 콘택트부의 제4 예를 나타내는 모식적인 단면도이다.

도 28e는, 생체 데이터 측정 장치의 케이스와 장착 벨트와의 전기적·기계적 콘택트부의 제5 예를 나타내는 모식적인 단면도이다.

도 29는, 제1 종래 기술로서의 SHF법을 소개하는 모식도이다.

도 30은, 제2 종래 기술로서의 DHF법을 소개하는 모식도이다.

도 31은, 제3 종래 기술로서의 ZHF법을 소개하는 모식도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0058] 다음으로, 도 1 내지 도 28에 의하여, 본 발명에 의한 몇 개의 실시형태에 대하여 설명하지만, 본 발명은 이들 실시형태에 한정되는 것은 아니다.
- [0059] 먼저, 도 1을 참조하여, 본 발명의 생체 데이터 측정 장치(1)는, 기본적인 형태(제1 실시형태)로서, 온도계(온도 측정 수단)(20)가 마련된 기관(10)을 구비한다. 기관(10)은, 후술하는 지지 부재를 통하여 피측정 대상인 생체의 체표면(BS)으로부터 소정 거리 이격한 위치(예를 들면, 체표면(BS)으로부터 3mm 정도 떨어진 위치)에 배치된다.
- [0060] 기관(10)에는, 예를 들면 폴리이미드 기관이 이용된다. 두께는 수백 마이크로 정도로 하여 열용량을 줄이는 것이 바람직하다. 또, 기관(10)은, 30mm 평방 이상의 사각 형상인 것이 바람직하지만, 대략 동일 면적의 원형, 사각형 이외의 다각형으로 해도 된다.
- [0061] 자세하계는 도시하지 않지만, 온도 측정 수단으로서의 온도계(20)에는, 체표면(BS)의 온도(T_{sk})를 측정하는 방사 온도계(21)와, 기관(10)의 기관 온도(T_{sub})를 측정하는 기관 온도계(22)가 포함된다. 방사 온도계(21)는, 체표면(BS)과 마주보도록 기관(10)의 하면 측에 배치된다. 또한, 기관(10)에 구멍을 뚫어, 그 구멍 내에 방사 온도계(21)를 부착해도 된다.
- [0062] 방사 온도계(21)에는, 볼로미터 검출기나 서모파일 검출기 등이 이용되고, 체표면(BS)의 방사 적외선량을 측정한다. 기관 온도계(22)는, 기관(10)의 기관 온도(T_{sub})를 측정하는 온도계로, 방사 온도계(21)와는 따로 마련되어도 되지만, 방사 온도계(21)가 구비하고 있는 교정용 온도계를 이용할 수 있다.
- [0063] 기관(10)과 체표면(BS)의 사이의 공기층(A)의 열저항을 R_{thair} 로 하고, 체표면(BS)에 대략 수직으로 흐르는 열류(열유속)(I_{th})는, $I_{th} = (T_{sk} - T_{sub}) / R_{thair}$ 로부터 구할 수 있다.
- [0064] 공기층(A)을 사용함으로써 기관(10)과 체표면(BS)의 사이의 열저항(R_{th})을 큰 값으로 할 수 있지만, 공기층(A) 대신에 예를 들면 발포재 등으로 이루어지는 고체의 단열층이 채용되어도 된다. 이 경우에는, 방사 온도계 대신에 고체의 단열층의 체표면 측의 면에 체표면의 온도를 측정하는 온도계가 마련된다.
- [0065] 여기에서, 생체의 심부 체온을 T_{core} , 생체의 심부 조직으로부터 체표면(BS)까지의 열저항을 체내 열저항(R_{thbody})으로 하고, 심부 체온(T_{core})은, $T_{core} = T_{sk} + I_{th} \times R_{thbody}$ 로부터 구할 수 있다.
- [0066] 또한, 이 제1 실시형태에 있어서, 상기 체내 열저항(R_{thbody})은 도시하지 않은 다른 방법으로 측정된다. 그 방법의 일례로서, 한 쌍의 전극으로부터 생체에 미약 전류(예를 들면, $0.2 \mu A$ 정도)를 흘려보내 생체 내의 전기저항(GSR: Galvanic Skin Resistance)을 측정하는 체내 전기 저항 측정 수단에 의하여 측정되는 체내 전기 저항 값으로부터 체내 열저항(R_{thbody})을 추정하는 방법이 있다. 이 체내 전기 저항 측정 수단을 구비하는 양태도 본 발명에 포함된다.
- [0067] 다음으로, 도 2를 참조하여, 제2 실시형태에 관한 생체 데이터 측정 장치(1)는, 기관(10)을 체표면(BS) 상의 소정 높이 위치에 지지하는 지지 부재(30)를 구비한다. 지지 부재(30)는, 가능한 한 열저항(R_{th})이 크고, 외력에 대하여 변형되기 어려운 단열재(31), 예를 들면 발포 플라스틱재 등이 바람직하게 채용된다.
- [0068] 이 종의 발포 플라스틱재에는, 폴리우레테인이나 폴리스타이렌 등이 있다. 폴리우레테인을 재료로 한 경질 우레테인 폼에는, 정지 대기의 열저항률이 $40 m \cdot K/W$ 상당인 것이 있다. 압축 강도로서, 수백 $gf/cm^2 \sim 1kgf/cm^2$ 정도인 것을 만들 수 있다.

- [0069] 이 실시형태에 있어서, 지지 부재(30)(단열재(31))는, 체표면(BS)으로의 장착 시에 방사 온도계(21)와 체표면(BS)의 사이에 공기층(A)으로서의 대략 밀폐된 공간을 형성하고, 그 이외의 상면을 포함하는 기관면을 덮도록 형성된다.
- [0070] 다음으로, 도 3에 나타내는 제3 실시형태에 있어서, 생체 데이터 측정 장치(1)는, 체표면(BS)으로부터의 열류(Ith)의 가로 방향의 방출을 줄이기 위한 케이스(40)를 구비한다. 케이스(40)는, 상판(천장판)(401)과, 상판(401)의 둘레 가장자리로부터 하방을 향하여 대략 직각으로 절곡된 측판(402)을 갖는 저면(체표면(BS) 측의 면)이 개방된 상자체로, 그 내부에 기관(10)이 단열재(31)에 지지된 상태로 수납된다.
- [0071] 한편, 이 제3 실시형태에서는, 기관(10)에 송신부(24)와 연산부(25)가 마련된다. 연산부(25)는, 일례로서 상기한 바와 같이 방사 온도계(21)로 측정된 체표면 온도(Tsk)와 기관 온도계(22)로 측정된 기관 온도(Tsub) 및 공기층(A)의 열저항(Rthair)에 의하여 열류(Ith) 등을 산출한다. 송신부(24)는, 그 산출된 연산값 등을 도시하지 않은 모기계로서의 데이터 수집·해석 장치에 무선으로 송신한다.
- [0072] 송신부(24)에는 무선 모듈 등이 이용되고, 연산부(25)에는 마이크로 컴퓨터 등이 이용되지만, 이들 모듈이나 패키지에 발열 부품이 포함되어, 그 발열(대부분의 경우, 미소한 발열)이 심부 체온의 측정에 오차를 부여하는 경우에는, 그 대책의 하나로서, 송신부(24) 및/또는 연산부(25)를 케이스(40)의 외측에 배치할 수 있다.
- [0073] 다른 방법으로서, 송신부(24) 및/또는 연산부(25)와 체표면(BS)과의 열전도를 양호하게 하는 고열전도 재료를 공기층(A)(예를 들면 기관(10)의 하면)에 마련하여, 송신부(24) 및/또는 연산부(25)의 발열을 체표면(BS)으로 방출할 수도 있다.
- [0074] 나아가서는, 송신부(24) 및/또는 연산부(25)를 기관(10)의 상면에 배치하여, 그 발열을 대기 측으로 방출하는 방법이나, 송신부(24) 및/또는 연산부(25)와 온도계(20)의 사이에 단열 수단을 개재시키는 방법도 있다.
- [0075] 다른 양태로서, 연산부(25)를 상기 모기계(데이터 수집·해석 장치) 측에 마련하고, 그 모기계에 대하여 송신부(24)로부터 체표면 온도(Tsk)나 기관 온도(Tsub) 등을 송신하여, 모기계 측에서 열류(Ith)나 심부 체온(Tcore) 등을 구하도록 해도 되며, 이와 같은 양태도 본 발명에 포함된다.
- [0076] 케이스(40)는, 수평 방향의 온도 분포를 감소시킴과 함께, 송신부(24)의 무선(전자파)이 통과할 수 있는 재질인 것이 바람직하고, 이에 해당하는 재질로서는 알루미늄을 들 수 있다. 참고로, 알루미늄의 열저항률은 $0.03\text{m} \cdot \text{K/W}$ 이다.
- [0077] 알루미늄 대신에, 패터닝된 프린트 기판을 사용할 수도 있다. 이 경우에는, 송신부(24)의 통신 안테나에 대응하는 특정 부분(40a)(도 3의 (a)에서는 좌상측의 모서리 부분)의 도체(구리박)는 삭제하여, 무선이 통과할 수 있도록 한다. 또한, 케이스(40)의 측판(402)은 금속체여도 된다.
- [0078] 송신부(24)에는, 2.4GHz나 13.56MHz(Industry-Science-Medical 밴드)를 사용할 수 있다. 도시하지 않지만, 기관(10)에는 송신부(24)나 연산부(25)에 전원을 공급하는 전지(바람직하게는 이차 전지)가 탑재되지만, 13.56MHz에서 상기 모기계 측으로부터 전력을 보내도록 해도 된다.
- [0079] 도 4에 나타내는 제4 실시형태에서는, 지지 부재(30)로서 통 형상의 단열재(311, 312)를 이용하고 있다. 단열재(311, 312)는 동심상으로 배치되며, 단열재(311)가 내측이고, 단열재(312)가 외측이다.
- [0080] 이 제4 실시형태에 있어서, 내측의 단열재(311)는, 체표면(BS)으로의 장착 시에 방사 온도계(21)와 체표면(BS)의 사이에 밀폐된 공간(공기층(A))을 형성하도록 기관(10)의 하면 측에 마련되는 원통 형상의 하부 단열재(311a)와, 기관(10)의 상면과 케이스(40)의 내면의 사이에 배치되는 상부 단열재(311b)를 구비하고 있다.
- [0081] 외측의 단열재(312)는, 기관(10)의 외주 측을 지지하는 지지 부재로, 기관(10)의 하면 측에 마련되는 원통 형상의 하부 단열재(312a)와, 기관(10)의 상면과 케이스(40)의 내면의 사이에 배치되는 상부 단열재(312b)를 구비하고 있다.
- [0082] 또한, 이 제4 실시형태에 있어서, 내측의 단열재(311)에 포함되는 상부 단열재(311b)와 하부 단열재(311a)는 동일 직경이지만, 다른 직경이어도 된다. 동일하게, 외측의 단열재(312)에 포함되는 상부 단열재(312b)와 하부 단열재(312a)도 동일 직경이지만, 다른 직경으로 해도 된다.
- [0083] 이 제4 실시형태에 있어서, 단열재(311, 312)는 원통 형상이지만, 사각통 형상이어도 된다. 일반적으로, 단열재는 압축 강도를 올리면 열저항률이 낮아지기 때문에, 상기와 같이 통 형상으로 함으로써 열저항을 높일 수 있다. 예를 들면, 폴리스타이롤은 열저항률이 $8\text{m} \cdot \text{K/W}$, 강도는 있지만 약간 열저항률이 낮기 때문에 부분적으로

사용한다.

- [0084] 다음으로, 도 5를 참조하여, 제5 실시형태에 관한 생체 데이터 측정 장치(1)는, 제1 및 제2의 2개의 온도계(20a, 20b)를 구비한다. 온도계(20a, 20b)에는, 모두 방사 온도계(21)와 기관 온도계(22)가 포함되어 있다.
- [0085] 2개의 온도계(20a, 20b)를 구비함에 따라, 그 탑재 기관(10)으로서 2매의 기관(10a, 10b)이 이용된다. 한쪽의 기관(10a)에 제1 온도계(20a)가 마련되고, 다른 쪽의 기관(10b)에는 제2 온도계(20b)가 마련된다. 이 실시형태에 있어서, 송신부(24)와 연산부(25)는 모두 한쪽의 기관(10a) 측에 배치된다.
- [0086] 기관(10a)과 기관(10b)은, 플렉시블 기관(11)으로 접속되어 있고, 제2 온도계(20b)는 플렉시블 기관(11) 내의 배선을 통하여 송신부(24) 및/또는 연산부(25)에 접속된다. 이와는 다른 양태로서, 온도계(20a, 20b)를 동일한 기관(10)에 병치해도 된다.
- [0087] 온도계(20a, 20b)의 다른 점은, 도 5의 (b)에 나타내는 바와 같이, 한쪽의 온도계, 이 실시형태에서는 제1 온도계(20a)의 상방에 단열재(313)가 배치되고, 제2 온도계(20b) 측의 상방은 빈 공간으로 되어 있는 점이다.
- [0088] 연산부(25)는, 온도계(20a, 20b)로 측정된 체표면 온도(Tsk)와 기관 온도(Tsub)에 근거하여, 다음과 같이 하여 생체의 심부 체온(Tcore)을 구한다.
- [0089] 즉, 제1 체온계(20a)로 측정되는 체표면 온도를 Tsk1, 제1 체온계(20a)의 부분에서 체표면(BS)에 대략 수직으로 흐르는 열류를 Ith1, 제2 체온계(20b)로 측정되는 체표면 온도를 Tsk2, 제2 체온계(20b)의 부분에서 체표면(BS)에 대략 수직으로 흐르는 열류를 Ith2, 생체의 심부 조직으로부터 체표면(BS)까지의 체내 열저항을 Rthbody로 하여, 연산부(25)는, $(Tsk2 - Tsk1) / (Ith1 - Ith2)$ 로부터 Rthbody를 산출한 후, $(Ith1 \times Rthbody + Tsk1)$ 혹은 $(Ith2 \times Rthbody + Tsk2)$ 에 의하여 생체의 심부 체온(Tcore)을 구한다.
- [0090] 참고로, 제1 체온계(20a)의 기관 온도계(22)로 측정된 기관 온도를 Tsub1, 제2 체온계(20b)의 기관 온도계(22)로 측정된 기관 온도를 Tsub2, 공기층(A)의 열저항을 Rthair로 하고, 상기한 바와 같이, 열류(Ith1)는, $Ith1 = (Tsk1 - Tsub1) / Rthair$ 에 의하여 구해지고, 열류(Ith2)는, $Ith2 = (Tsk2 - Tsub2) / Rthair$ 에 의하여 구해진다.
- [0091] 이와 같이, 이 제5 실시형태에 의하면, 생체의 심부 조직으로부터 체표면(BS)까지의 체내 열저항(Rthbody)이 연산에 의하여 구해지기 때문에, 별도의 측정 수단(예를 들면, 상기 체내 전기 저항 측정 수단)에 의하여 체내 열저항(Rthbody)을 측정(추정)할 필요는 없다.
- [0092] 다음으로, 도 6의 (a), (b)를 참조하여, 제6 실시형태에 관한 생체 데이터 측정 장치(1)는, 예를 들면 앞의 도 4에서 설명한 제4 실시형태를 기초로 하여, 생체에 대한 장착성을 높이는 것을 특징으로 하고 있다.
- [0093] 즉, 이 제6 실시형태에서는, 도 6의 (b)에 나타내는 바와 같이, 케이스(40)의 하면(체표면(BS)과 마주보는 면)의 전체면을 시트(51)로 덮어, 시트(51)의 하면(체표면(BS)과 마주보는 면)에 점착 젤(52)을 소정의 두께로 도포하고 있다. 이에 의하면, 생체 데이터 측정 장치(1)를 체표면(BS)에 위화감 없이 부착할 수 있다.
- [0094] 부드러운 점착 젤(52)이 변형되어, 공기층(A)의 두께가 변화되지 않도록 하기 위하여, 시트(51)에는, 점착 젤(52)에 보다 단단한(고탄성)의 소재가 이용된다.
- [0095] 이 경우, 방사 온도계(21)는, 시트(51)의 온도를 측정하게 되지만, 체내 열저항(Rthbody)을 구하려면, 시트(51)와 점착 젤(52)의 각 열저항(Rth)을 감산하면 된다. 다른 방법으로서, 시트(51)와 점착 젤(52)에 적외선 투과 재료를 이용함으로써, 체표면 온도(Tsk)를 측정할 수 있다.
- [0096] 또, 공기층(A)이 되는 공간 내에, 제논, 크립톤, 아르곤 등의 희가스를 봉입함으로써, 열저항률을 높일 수 있다. 또, 예를 들면 시트(51)에 엠보싱 가공을 실시하여, 점착 젤(52)에 땀의 배출 홈을 형성할 수도 있다. 이에 의하면, 점착 젤의 점착성을 유지하는 효과가 나타난다.
- [0097] 또한, 이 제6 실시형태의 변형예로서, 방사 온도계(21)로 체표면 온도를 직접 측온할 수 있도록 하기 위하여, 도 6의 (c)에 나타내는 바와 같이, 케이스(40)의 저면 중앙부로부터 시트(51) 및 점착 젤(52)을 없애도 되고, 이와 같은 양태도 본 발명에 포함된다. 이 제6 실시형태는, 앞의 도 5에서 설명한 제5 실시형태에도 적용 가능하다.
- [0098] 이 생체 데이터 측정 장치(1)는, 도 7의 (a), (b)에 나타내는 바와 같이, 장착 벨트(60)를 통하여 생체(H)의 소정 부위(예를 들면, 흉부나 복부 등)에 장착된다. 또한, 도 7의 (b)에 나타나고 있는 생체 데이터 측정 장치(1)는, 앞의 도 3에서 설명한 제3 실시형태의 생체 데이터 측정 장치(1)이지만, 다른 실시형태의 생체 데이터

측정 장치(1)여도 된다.

- [0099] 장착 벨트(60)은, 탄성 구조로서, 신장률이 큰 고무재(바람직하게는, 신장률이 수십~수백%인 고무재)체인 것이 바람직하다. 또, 여름철에서의 열사병 대책으로서, 장착 벨트(60)가 생체(H)에 대한 통기성의 방해가 되지 않도록 하기 위하여, 장착 벨트(60)에 예를 들면 메시(그물코)로 이루어지는 통기성을 갖게 하면 된다.
- [0100] 그런데, 케이스(40)는 저열 저항인 점에서, 생체(H)에 장착 중에 케이스(40)에 팔 등이 닿으면, 급속한 온도 변화에 의하여 체온 측정에 오차가 발생하는 경우가 있다. 따라서, 도 8에 나타내는 제7 실시형태에서는, 케이스(40)를 덮는 보호 커버(70)를 구비한다.
- [0101] 보호 커버(70)는, 예를 들면 고발포도의 폴리우레테인이나 폴리스타이렌 등의 열을 전달하기 어려운 단열 재료로 이루어진다. 보호 커버(70)는, 케이스(40)보다 한층 큰 저면이 개방된 상자체로서 형성되며, 대향하는 양측면에 장착 벨트(60)를 통과시키기 위한 장착 벨트 삽통구(71, 71)를 구비한다.
- [0102] 다음으로, 도 9를 참조하여, 제8 실시형태에 대하여 설명한다. 이 실시형태에 있어서는, 생체 데이터 측정 장치(1)를 상기한 바와 같이 장착 벨트(60)로 체표면(BS)에 장착할 때, 장착 벨트(60)에 의한 체결력에 의하여 체표면(BS)이 융기하여 공기층(A)의 간격(기관(10)과 체표면(BS)과의 거리)이 변화하는 것을 방지하기 위한 케이스로서, 상면이 개방되어 있는 케이스 본체(41)와, 케이스 본체(41)의 상면에 착탈 가능하게 덮이는 덮개(42)를 갖는 케이스(40A)가 이용된다.
- [0103] 케이스 본체(41)는, 사각 형상의 바닥판(411) 및 그 4변에 세워 마련된 측판(412)을 갖는 상면이 개방되어 있는 상자체로, 그 내부에, 온도계(20), 송신부(24) 및 연산부(25) 등을 갖는 기관(10)이 지지 부재(30)로서의 단열재(31)에 의하여 지지된 상태로 수납된다. 사용 시에는, 케이스 본체(41)의 상면은 덮개(42)에 의하여 가려진다.
- [0104] 이 실시형태에 있어서, 케이스 본체(41)와 덮개(42)는, 모두 아크릴 수지제이지만, 열저항이 낮고 저열용량이며, 적외선을 투과할 수 있는 재질이면, 다른 합성 수지재여도 된다. 또한, 덮개(42)는, 반드시 적외선을 투과할 수 있는 재질이 아니어도 되지만, 송신부(24)의 무선(전자파)이 투과할 수 있는 재질을 선택할 필요가 있다.
- [0105] 이와 같은 케이스(40A)를 이용함으로써, 생체 데이터 측정 장치(1)를 장착 벨트(60)로 체표면(BS)에 강하게 체결해도, 기관(10)과 체표면(BS)의 사이에 존재하는 공기층(A)의 간격이 일정하게 유지된다.
- [0106] 또, 이 제8 실시형태에 관한 생체 데이터 측정 장치(1)는, 케이스(40A)의 측면(측판(412))으로부터의 열의 출입을 기관(10)에 전달하기 위한 고열전도막(53)을 구비한다. 여기에서, 고열전도란 열저항률로서 $0.01\text{m} \cdot \text{K/W}$ 전후(열전도율로서 100W/m/K 전후)로 규정되며, 고열전도막(53)에는 알루미늄박이 바람직하게 채용된다.
- [0107] 이 실시형태에 의하면, 고열전도막(알루미늄박)(53)은, 기관(10)의 하면 둘레 가장자리로부터 단열재(31)의 내면에 걸쳐, 그들 각면에 밀착하도록 배치된다. 이에 의하면, 환경 온도가 변화한 경우에서도, 기관(10)을 경유하여 체표면 온도(피부 온도)(T_{sk})가 변화하기 때문에, 체표면 온도(T_{sk})만이 단독으로 변화하는 것에 의한 오차를 배제할 수 있다.
- [0108] 고열전도막(53)은, 적외선 방사율이 제로에 가까운(대략 0인) 것이 바람직하다. 그 이유는, 열전도의 한계에서 기관(10)에 충분히 열이 전달되지 않는 경우에서도, 단열재(31)의 온도 변화가 공기층(A)을 향하여 방사되지 않도록 하기 위해서이다.
- [0109] 또한, 고열전도막(53)은, 앞의 도 3 내지 도 6에서 설명한 저면이 개방되어 있는 케이스(40)를 구비하는 각 실시형태의 경우에도 적용 가능하다. 이 경우에는, 예를 들면 도 5의 (b)에 나타내는 바와 같이, 고열전도막(53)은, 케이스(40) 내에 있어서 측판(412)으로부터 기관(10)에 걸쳐 배치된다.
- [0110] 다음으로, 앞의 도 4에서 설명한 제4 실시형태에 관한 생체 데이터 측정 장치(1)를 예로 하여, 체온 측정 시에 있어서의 각부의 열저항과 온도와의 관계에 대하여 설명한다.
- [0111] 먼저, 도 10의 (a)의 그래프는, 가로축을 열저항(R_{th})(단위; $\text{K} \cdot \text{m}^2/\text{W}$), 세로축을 온도(단위; $^{\circ}\text{C}$)로 하는 겨울철에서의 각부에 있어서의 열류(Heat Flux)의 추이를 나타내고 있다. 이 그래프에서는, 예를 들면 심부 체온 36.5°C , 환경 온도 0°C 로 하여, 내의+셔츠+스웨터를 착용하고 있는 겨울철을 상정하고 있다.
- [0112] 체내 심부로부터 체표면(25mm의 두께를 가정), 정지 대기(기관의 상하에 각각 3mm의 공기층을 가정), 겨울철의 복(내의나 셔츠나 스웨터 아래에 각각 1mm의 공기층을 가정), 개방 대기(대류 있음)의 각 열저항률과 열저항은

도 10의 (b)의 표를 참조.

- [0113] 도 10의 (a)의 그래프에 있어서, 직선의 기울기(T/R_{th})는 열류(Heat Flux)(I_{th})가 되며, 이 예의 경우, $I_{th}=55W/m^2$ 가 된다.
- [0114] 다음으로, 도 11의 (a)의 그래프는, 가로축을 열저항(R_{th})(단위; $K \cdot m^2/W$), 세로축을 온도(단위; $^{\circ}C$)로 하는 여름철에서의 각부에 있어서의 열류(Heat Flux)의 추이를 나타내고 있다. 이 그래프에서는, 심부 체온 $36.5^{\circ}C$, 환경 온도 $25^{\circ}C$ 로 하여, 셔츠만을 착용하고 있는 여름철을 상정하고 있다.
- [0115] 체내 심부로부터 체표면($25mm$ 의 두께를 가정), 정지 대기(기판의 상하에 각각 $3mm$ 의 공기층을 가정), 여름철 의복(셔츠 아래에 $1mm$ 의 공기층을 가정), 개방 대기(대류 있음)의 각 열저항률과 열저항은 도 11의 (b)의 표를 참조.
- [0116] 도 11의 (a)의 그래프에 있어서, 직선의 기울기(T/R_{th})는 열류(Heat Flux)(I_{th})가 되며, 이 예의 경우, $I_{th}=23W/m^2$ 가 된다.
- [0117] 다음으로, 앞의 도 5에서 설명한 제5 실시형태에 관한 2개의 온도계를 갖는 생체 데이터 측정 장치(1)에 대하여, 그 체온 측정 시에 있어서의 각부의 열저항과 온도와의 관계를 도 12에 의하여 설명한다.
- [0118] 도 12의 (a)의 그래프는, 도 11의 (a)의 그래프와 동일하게, 심부 체온 $36.5^{\circ}C$, 환경 온도 $25^{\circ}C$ 로 하여, 셔츠만을 착용하고 있는 여름철을 상정하고 있다.
- [0119] 체내 심부로부터 체표면($25mm$ 의 두께를 가정), 정지 대기(제2 온도계(20b)의 기판의 상하에 각각 $3mm$ 의 공기층을 가정), 단열재(제1 온도계(20a)의 기판 상면에 두께 $3mm$ 의 폴리스타이렌을 설정), 여름철 의복(셔츠 아래에 $1mm$ 의 공기층을 가정), 개방 대기(대류 있음)의 각 열저항률과 열저항은 도 12의 (b)의 표를 참조.
- [0120] 도 12의 (a)의 그래프에 있어서, 파선이 제1 온도계(20a)로 측정되는 열류(I_{th1})이고, 실선이 제2 온도계(20b)로 측정되는 열류(I_{th2})이다. 이들 열류 I_{th1} 과 I_{th2} 가 다른 점에서, 체표면 온도(T_{sk})와 열류(I_{th1} , I_{th2})로부터 심부 체온(T_{core})을 계산할 수 있다.
- [0121] 이상 설명한 바와 같이, 본 발명의 생체 데이터 측정 장치는, 기본적인 구성으로서, 기판과, 기판에 탑재되는 방사 온도계 및 기판 온도계와, 기판을 체표면에 대하여 소정 거리 이격한 위치에 지지하는 지지 부재를 구비하여 구성되는 점에서, 구성을 간단하고 저비용으로 작성할 수 있다. 또, 기판과 체표면의 사이의 단열층이 공기층이기 때문에, 기판과 체표면의 사이의 열저항을 큰 값으로 할 수 있다.
- [0122] 다음으로, 도 13의 (a), (b) 및 도 14a, 도 14b를 참조하여, 제9 실시형태에 관한 생체 데이터 측정 장치(1)에 대하여 설명한다. 이 생체 데이터 측정 장치(1)는, 장착 벨트(200)를 통하여 흉부나 복부 등의 체표면에 장착되는 케이스(100)를 구비한다.
- [0123] 케이스(100)는, 바닥판, 측판 및 상측 덮개를 갖는 상자체로 이루어지고, 그 내부에는, 기판(10)이 단열재(31)로 이루어지는 지지 부재(30)를 통하여 바닥판과의 사이에 소정의 공간(A)이 발생하도록 지지되어 있다. 기판(10)의 저면 측에는, 상기 각 실시형태와 동일하게, 방사 온도계(21)와 기판 온도계(22)를 포함하는 온도계(20)가 배치되어 있다.
- [0124] 케이스(100) 내에는, 상기 각 실시형태의 구성이 적용되어도 되지만, 그 외에, 이 제9 실시형태에서는, 케이스(100)의 상측 덮개의 외면에는, 주위 온도를 측정하는 환경 온도계(330)가 배치되어 있다. 환경 온도계(330)는, 특별 사양일 필요는 없고, 시판품이 이용되어도 된다.
- [0125] 또, 기판(10)에는, 다양한 신호 처리 회로군(300)이 마련되어 있다. 이 제9 실시형태에 있어서, 신호 처리 회로군(300)에는, 심전을 측정하는 ECG(Electrocardiogram) 측정 회로(310), 피부(체내)의 전기 저항을 측정하는 체내 전기 저항 측정 수단으로서의 GSR(Galvanic Skin Resistance) 측정 회로(311), GSR 구동 회로(312), 통신 회로(313), 제어 회로(314), 기억 회로(315), 전원 회로(316) 및 전지(317)가 포함되어 있다.
- [0126] 통신 회로(313)는, 송신부(24)를 포함하며 외부와의 통신을 행한다. 제어 회로(314)에는, 마이크로 컴퓨터나 CPU, MPU 등이 이용되며, 각 회로의 제어를 행한다. 기억 회로(315)는, 원 데이터나 계산 결과 등을 기억한다. 전원 회로(316)는, 전지(317)의 전압을 소정의 전압으로 변환하여 각 회로에 공급한다.
- [0127] 장착 벨트(200)에는, 체표면에 접촉하는 2개의 전극(211, 212)이 마련되어 있다. 장착 벨트(200)와 케이스(10

0)의 사이에는, 전극(211, 212)과 ECG 측정 회로(310), GSR 측정 회로(311), GSR 구동 회로(312)의 각 회로를 접속하는 콘택트부(C1, C2)가 마련되어 있다.

- [0128] 콘택트부(C1)는, 장착 벨트(200) 측에서 한쪽의 전극(211)과 배선을 통하여 접속되는 수콘택트(221)와, 이 수콘택트(221)의 상대 측으로 하여 케이스(100)의 상측 덮개에 마련되는 암콘택트(111)의 조합으로 이루어진다.
- [0129] 콘택트부(C2)는, 장착 벨트(200) 측에서 다른 쪽의 전극(212)과 배선을 통하여 접속된 수콘택트(222)와, 이 수콘택트(222)의 상대 측으로 하여 케이스(100)의 상측 덮개에 마련된 암콘택트(112)의 조합으로 이루어진다.
- [0130] 이 예에 있어서, 암콘택트(111, 112)에는, ECG 측정 회로(310), GSR 측정 회로(311) 및 GSR 구동 회로(312)가 각각 접속되어 있고, 전극(211, 212)은, ECG 측정과 GSR 측정에 병용되고 있다.
- [0131] 또한, 바람직하게는, 수콘택트(221, 222)에는, 코인형이나 버튼형의 원반 형상을 이루는 도전성 마그넷이 이용되고, 암콘택트(111, 112)에는, 접시 형상으로 형성된 자성체가 이용되지만, 암콘택트 측을 도전성 마그넷, 수콘택트 측을 자성체, 혹은 양쪽 모두 도전성 마그넷으로 해도 된다.
- [0132] 또한, 콘택트의 "수", "암"의 호칭은 편의적인 것으로서, 반드시 수가 볼록 형상, 암이 오목 형상일 필요는 없고, 수콘택트를 제1 콘택트, 암콘택트를 제2 콘택트라고 해도 된다.
- [0133] 또, 변형예로서, 도 14b에 나타내는 바와 같이, 전극(211, 212)의 외측에 2개의 전극(213, 214)을 추가하여 4전극으로 함과 함께, 이에 따라, 콘택트부(C3, C4)를 추가할 수도 있다. 콘택트부(C3, C4)는, 콘택트부(C1, C2)와 동일한 구성이어도 된다.
- [0134] 이 경우에는, 추가한 외측의 전극(213, 214)에 콘택트부(C3, C4)를 통하여 GSR 구동 회로(312)를 접속하여, 전극(213, 214)에 GSR 구동 회로(312)로부터의 구동 전류를 공급한다.
- [0135] 내측의 전극(211, 212)에 대해서는, 콘택트부(C1, C2)를 통하여 ECG 측정 회로(310)와 GSR 측정 회로(311)에 접속하여, GSR 전압을 계측함과 함께, 전극(211, 212)으로 ECG 신호를 동시에 측정한다.
- [0136] 이와 같이, 4전극법(4단자법)으로서, 4개의 전극(211~214)을 구동 전류 공급 측의 전극(213, 214)과 전압 계측 측의 전극(211, 212)으로 나눔으로써, 전극-피부 간의 접촉 저항의 영향을 배제할 수 있다. 특히, GSR의 절댓값이 중요한 경우에 유효하다. 또, 심전(ECG)의 전압 계측에 있어서는, GSR 구동에 의한 노이즈가 발생하기 어렵다는 이점이 있다.
- [0137] 상기한 바와 같이, 이 제9 실시형태에서는, 심전을 측정하는 ECG 측정 회로(310)를 구비하고 있다. 따라서, 온도계(20)를 포함하는 체온 측정계로 구해지는 심부 체온(Tcore)과 심전(ECG)을 동시에 측정함으로써, 유저의 생리적인 상태를 보다 정확하게 파악할 수 있다.
- [0138] 즉, 심부 체온(Tcore)은 운동 부하나 환경 변동에 대하여 지연되어 반응한다. 이에 반하여, ECG로부터 구해지는 심박수는, 운동 부하에 대하여 즉시(민감하게) 반응한다. 따라서, ECG 계측을 병용함으로써, 운동의 개시나 계속·종료 등을 파악할 수 있다.
- [0139] 또, 심부 체온(Tcore)이 소정의 임계값을 초과했을 때, 유저나 그 관리자에게 운동의 중지를 경고하는 것도 가능하다. 환경 변동에 관해서는, 기관 온도(Tsub)나 그 외의 온도계로 파악할 수 있어, 동일하게 환경에 대한 경고를 행할 수도 있다. 상기한 바와 같이, 케이스(100)의 상측 덮개의 외면에 환경 온도계(330)가 배치되어 있기 때문에, 그 온도 계측값을 심부 체온(Tcore)에 반영시킬 수도 있다.
- [0140] 또한, 장착 벨트(200)에 의한 케이스(100)의 체표면에 대한 장착 시, 피부-케이스 바닥판의 사이에 간극이 생기지 않도록, 나아가서는 발한이 있었을 때에 케이스(100)가 어긋나지 않도록, 케이스 저면에 실리콘 등의 점착막(121)을 마련하는 것이 바람직하다.
- [0141] 다음으로, 도 15의 (a), (b)에 의하여, 제10 실시형태의 시상수 보정에 대하여 설명한다. 체표면 온도(Tsk)는, 피하의 열저항과 열용량에 기인하여, 때때로 기관 온도(Tsub)보다 시간적으로 응답이 지연된다. 이것은, 기관 온도(Tsub)는 주변 온도에 의존함과 함께, 기관(10)의 열용량이 비교적 작기 때문이다.
- [0142] 체표면 온도(Tsk)의 시간 지연에 기인하여, 도 15의 (a)의 파선으로 나타내는 바와 같이, 심부 체온(Tcore)에 계산 오차가 발생한다. 기관 온도(Tsub)에 대하여 소정의 지연을 가하여 체표면 온도(Tsk)와의 지연량의 차를 없앴으로써, 심부 체온(Tcore)의 계산 오차를 줄일 수 있다.
- [0143] 기관 온도(Tsub)에 대한 지연량(Tsub_d)을 만들려면, Tsub[n-1], Tsub[n], Tsub[n+1]...이라는 시계열 데이터에

대하여, 예를 들면, $T_{sub_d[n+1]} = T_{sub_d[n]} + (T_{sub}[n+1] - T_{sub_d[n]}) / \tau_{sub}$ 라는 계산을 행함으로써, 기관 온도(T_{sub})에 대한 지연량(T_{sub_d})을 얻을 수 있다.

- [0144] 상기 시계열 데이터에 있어서, 1초 간격으로 데이터가 존재하는 경우, 일례로서, τ_{sub} 를 50 정도로 설정함으로써, 기관 온도(T_{sub})에 대하여, 시상수가 50초 정도인 지연을 부여할 수 있다.
- [0145] 체내 열저항(R_{thbody})과 τ_{sub} 에는 상관 관계가 있기 때문에, 미리 그 상관 관계 테이블을 작성해 두고, 체내 열저항(R_{thbody})의 값에 따라서 τ_{sub} 를 선택할 수도 있다. 또, 장착 개시 시 등에 오버슈트(도 15의 (a)의 파선 참조)가 나타나는 경우가 있지만, 그 오버슈트의 형상을 기억해 두고, 오버슈트를 제거할 수도 있다.
- [0146] 다음으로, 도 16a 내지 도 16d에 의하여, 제11 실시형태로서, 장착 시의 과도 응답으로부터 체내 열저항(R_{thbody})을 구하는 방법에 대하여 설명한다. 이 방법에 의하면, SHF(Single Heat Flux)법에 있어서, 심부 체온의 절댓값이 요구된다.
- [0147] 생체 데이터 측정 장치(1)의 장착 개시 후, 열류(I_{th})는 큰 값으로부터 작은 값으로 변화해 간다. 도 16a를 참조하여, 이 사이의 시간(시각)(A, B)에 있어서의 2개의 열류(I_{th})로부터 미지수인 체내 열저항(R_{thbody})을 구한다.
- [0148] 먼저, 장착 시의 과도 응답을 기록하기 위하여, 장착 전부터 데이터를 기록해 둔다. 체내 열저항(R_{thbody})의 초기값은 임시의 값으로 하지만, 비교적 큰 값으로 설정함으로써, 상기 오버슈트가 나타난다. 이 오버슈트 부근에 제1 시각으로서의 시간(A)을 설정한다. 이로써, 장착 초기의 불안정한 기간을 피할 수 있다.
- [0149] 제2 시각의 시간(B)으로서는, 시간(A)으로부터 수 분 경과한 시간, 바람직하게는 5~10분 정도가 좋다. 이보다 시간이 짧으면 시간(A)으로부터의 변화가 적어 오차가 발생하기 쉽다. 또, 이보다 시간이 길면 유저의 체온이 변화하는 경우가 있기 때문에 바람직하지 않다.
- [0150] 도 16b의 플로차트를 아울러 참조하여, 임시로 설정한 체내 열저항(R_{thbody})의 값에 근거하여, 시간(시각)(A)에 있어서의 심부 체온(T_{coreA})과, 시간(시각)(B)에 있어서의 심부 체온(T_{coreB})을 산출하고, T_{coreA} 와 T_{coreB} 를 비교한다.
- [0151] 그 결과, $T_{coreA} < T_{coreB}$ 의 경우에는, 체내 열저항(R_{thbody})의 값을 증대시키고, $T_{coreA} > T_{coreB}$ 의 경우에는, 체내 열저항(R_{thbody})의 값을 감소시켜, 다시 심부 체온(T_{core})을 산출한다.
- [0152] $T_{coreA} - T_{coreB}$ 의 절댓값($|T_{coreA} - T_{coreB}|$)이 판정값 이하에 들어간 경우에는, 체내 열저항(R_{thbody})의 값으로서, 그 때의 값을 채용하여, R_{thbody} 의 증감을 종료하고, 최종적으로 심부 체온(T_{core})을 산출한다.
- [0153] 체내 열저항(R_{thbody})의 증대, 감소에 관해서는, 증대, 감소의 변화량을 차례로 1/2로 해 가는 이진 탐색법을 사용할 수 있다. 또한, 해(解)가 발견되지 않는 경우, 유저에게 재차 다시 장착하는 것을 지시할 수도 있다. 혹은, 전회 구한 값을 사용할 수도 있다. 복부나 등 등, 장소마다 체내 열저항(R_{thbody})을 기억해 두고, 장소마다 평균화함으로써, 정밀도를 보다 높일 수 있다.
- [0154] 또, T_{coreA} 와 T_{coreB} 의 비교 대신에, 오버슈트를 제거한 뒤에, 구간 A~B의 사이에서의 심부 체온(T_{core})의 미분 파형을 이용하여, 구간 A~B 간의 대부분의 점으로부터 심부 체온(T_{core})의 기울기를 판정할 수도 있다.
- [0155] 도 16c, 도 16d를 참조하여, 또한 수학적으로는, 기관 온도(T_{sub})와 체표면 온도(T_{sk})의 기울기로부터 직접 체내 열저항(R_{thbody})을 결정할 수도 있다.
- [0156] 즉, 시각(A)에 있어서의 기관 온도(T_{subA})와, 시각(B)에 있어서의 기관 온도(T_{subB})와의 차분으로부터 구해지는 기관 온도(T_{sub})의 기울기를 a, 동일하게, 시각(A)에 있어서의 체표면 온도(T_{skA})와, 시각(B)에 있어서의 체표면 온도(T_{skB})와의 차분으로부터 구해지는 체표면 온도(T_{sk})의 기울기를 b로 하여, 심부 체온(T_{core})의 기울기가 제로가 되는 상태를 구하면 되고, 체내 열저항(R_{thbody})이나 공기층의 열저항(R_{thair})의 정의로부터 분명한 바와 같이, $R_{thbody}/R_{thair} = b/(a-b)$ 가 심부 체온(T_{core})의 기울기가 제로가 되는 조건이 된다.
- [0157] 공기층(A)의 열저항(R_{thair})은 이미 알려져 있고, 기관 온도(T_{sub})와 체표면 온도(T_{sk})의 기울기(a, b)는 상기와 같이 시각(A, B)에서의 각 온도로부터 구해지는 점에서, 체내 열저항(R_{thbody})을, $R_{thbody} = R_{thair} \times b/(a-b)$ 인 식에 의하여 직접 구할 수 있다.
- [0158] 또한, 기관 온도(T_{sub})와 체표면 온도(T_{sk})의 각 기울기(a, b)는, 각각 미분 하면 구해지기 때문에, 기울기인 미분값을 사용하여, R_{thbody}/R_{thair} 의 값을 직접 구할 수도 있다. 공기층의 열저항(R_{thair})은, 교정에 의하여

알 수 있기 때문에, 미지수인 체내 열저항(Rthbody)이 구해진다.

- [0159] 상술한 TcoreA-TcoreB의 절댓값이 소정의 판정값 내에 들어가도록 Rthbody의 값을 구하는 방법에는, 이와 같은 반복 계산없이 직접 Rthbody를 구하는 방법도 포함된다.
- [0160] DHF법에서는, 공간적으로 떨어진 장소에서 측정되는 2개의 열류를 이용하여 심부 체온(Tcore)을 구하는 데 대하여, 제11 실시형태에 관한 발명에 의하면, SHF법이면서, 동일 장소에 있어서 시간적으로 떨어진 시각(A, B)에서의 열류로부터 심부 체온(Tcore)의 절댓값을 구할 수 있다.
- [0161] 이와 같이, 동일한 장소에서 또한, 동일한 온도계에 의하여, 시간적으로 떨어진 시각(A, B)에서 2개의 열류를 측정하도록 하고 있기 때문에, 장소에 따른 편차나, 온도계의 편차에 영향을 받는 일이 없다. 나아가서는, DHF 법이나 ZHF법에 비하여 소형화로 할 수 있어, 소비 전력을 큰폭으로 낮출 수 있다.
- [0162] 단, 심부 체온(Tcore)이 변화하지 않은 것이 조건이 되고, 또, 시각(A)에서의 열류와 시각(B)에서의 열류가 다를 필요가 있다. 나아가서는, 심부 체온(Tcore)이 변화할 수 없는 속도로 환경 온도가 변화하는 타이밍에 실행할 필요가 있다.
- [0163] 제11 실시형태에 관한 발명의 측정 대상은 생체에 한정되는 것은 아니고, 심부에 열원을 갖는 구조체, 예를 들면 전자·전기 기기, 공조 기기, 조리 기구, 기계 설비, 수술 기기, 건물, 지질 조사 등에도 적용할 수 있다. 또, 생체에 붙이는 경우도, 의복이나 구두, 모자, 장갑, 귀마개, 안경 등의 일부분에 부착하여 사용할 수도 있다.
- [0164] 따라서, 본 발명에는, 심부로부터 표면에 걸쳐 제1 열저항을 갖는 물체를 피측정 대상으로 하고, 상기 피측정 대상의 표면에 배치되는 제2 열저항을 갖는 단열층과, 상기 단열층에 의해 이격된 제1, 제2 온도를 측정하는 수단과, 제1 시각(A)에서 측정되는 상기 제1, 제2 온도와, 그보다 소정 시간이 경과한 제2 시각(B)에서 측정되는 상기 제1, 제2 온도로부터 상기 제1 열저항을 산출하는 수단과, 상기 제1, 제2 열저항과, 상기 제1, 제2 온도로부터 상기 피측정 대상의 심부의 온도를 산출하는 수단을 구비하고 있는 측정 장치도 포함된다.
- [0165] 피측정 대상이 생체인 경우에 대하여 말하면, 제1 열저항은 체내 열저항(Rthbody)에 상당하고, 제2 열저항을 갖는 단열층은 공기의 열저항(Rthair)을 갖는 공기층에 상당하며, 제1, 제2 온도는 체표면 온도(Tsk), 기관 온도(Tsub)에 상당한다.
- [0166] 다음으로, 도 17의 (a), (b)에 의하여, 제12 실시형태로서, 히터 등의 가열체를 이용한 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 방법에 대하여 설명한다.
- [0167] 이 실시형태에서는, 케이스 온도를 심부 체온(Tcore)으로까지 상승시킴으로써 일시적으로 ZHF(Zero Heat Flux) 상태를 만들고, 그것을 기초로 체내 열저항(Rthbody)을 산출한다.
- [0168] 기관 온도(Tsub)와 체표면 온도(Tsk)가 실제의 심부 체온(Tcore)에 일치하면 열류(Ith)는 흐르지 않는다(ZHF 상태). 기관 온도(Tsub)와 체표면 온도(Tsk)가 동일 온도가 됨으로써 ZHF 상태를 파악할 수 있다. 이 일치한 온도가, 일치하기 직전이나 직후의 심부 체온(Tcore) 계산의 답이 되도록 체내 열저항(Rthbody)을 역산한다.
- [0169] 구체적으로는, 케이스(100)(도 13 참조) 상에, 히터나 손난로 등의 가열체를 둬으로써 케이스 온도(Tcase)는 상승한다. 가열체로서, 손이나 팔을 케이스(100) 상에 두어도 된다. 또한, 이 가열체에 의한 교정 동안, 유저의 실제 심부 체온이 변동되면 오차가 되기 때문에, 안정 시에 행하도록, 유저에게 미리 주지해 두는 것이 바람직하다.
- [0170] 이 가열체에 의한 교정의 접수 버튼 등을 케이스(100)의 임의의 개소에 마련해 두고, 유저로부터의 지시를 접수하는 것이 바람직하지만, 유저로부터의 지시가 아닌, 시스템이 자동적으로, 케이스(100)에 마련된 가열체를 구동하여 교정을 행하는 것도, 교정 접수의 개념에 포함된다. 필요에 따라서, 가열체를 케이스 상에 두는 것을 유저에게 지시하는 양태로 해도 된다.
- [0171] 가열체에 의하여 케이스 온도(Tcase)가 상승한다(도 17의 (a)의 시간(A-B)). 이 가열에 의하여 케이스 온도(Tcase)가 소정의 온도(Tth)를 초과하면, 가열체를 케이스(100)로부터 제거하도록 유저에게 지시한다. 자동적으로 가열을 정지시키도록 해도 된다. 케이스 온도(Tcase) 대신에, 예를 들면 기관 온도(Tsub)나 체표면 온도(Tsk)를 채용해도 된다.
- [0172] 상기 제11 실시형태와 동일하게, 시각(A, B)에서의 심부 체온(TcoreA, TcoreB)의 산출과 판정을 반복하여, 최적인 체내 열저항(Rthbody)을 구한다. 온도가 저하되는 시각(B, C)의 데이터를 사용할 수도 있다.

- [0173] 나아가서는, 시각(A~C)까지의 모든 측정점을 사용하여, 심부 체온(Tcore)의 위로 블록, 아래로 블록한 형상을 다양한 방법으로 판정하는 것도 포함된다(예를 들면, Tcore의 미분 곡형을 사용하거나 하여). 또, 다른 양태로서, 가열체 대신에 냉각체를 이용하는 것도 가능하다.
- [0174] 다음으로, 도 18의 (a), (b)에 의하여, 제13 실시형태로서, 환경 온도의 변화로부터 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 방법에 대하여 설명한다.
- [0175] 본 발명자들은, 통상의 사용 시에 있어서, 체내 열저항(Rthbody)의 값에 어긋남이 있으면, 심부 체온(Tcore)의 계산값에 불연속점이 많이 발생하는 것을 실험에 의하여 확인했다. 이것은, 체내 열저항(Rthbody)에 어긋남이 있으면, 실제 심부 체온(Tcore)이 일정해도(실험에서는 검증을 위하여 직장 온도를 동시 관측), 심부 체온(Tcore)의 계산값에 변동이 발생하기 때문이다.
- [0176] 이 변동은, 체내 열저항(Rthbody)의 어긋남과, 환경 온도의 변화가 있는 경우에서 발생한다. 실제의 운용에서는, 실제 심부 체온(Tcore)이 일정한지 여부가 불명확하지만, 심부 체온(Tcore)의 변화가 적다고 생각되는 기간, 예를 들면 심부 체온(Tcore)이 유의하게 변화할 수 없을 정도로 빠른 환경 온도 변화(수 분 이내의 변화)를 검지한 경우에, 상술한 바와 같은 시간(시각)(A, B)으로 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 계산을 행한다.
- [0177] 유저가 운동하고 있는 경우, 급격한 체온 변화가 일어나는 일이 있기 때문에, 심박수가 임계값 이하일 때에, 도 18의 (b)에 나타내는 바와 같이, 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 스텝을 실행하는 것이 바람직하다.
- [0178] 시간(시각)(A, B)으로 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 계산은, 도 18의 (a)의 점선으로 나타내는 바와 같이, 시간(A, B)에서의 심부 체온(Tcore)의 미분 곡형을 관측하는 것으로도 행할 수 있다.
- [0179] 실제 심부 체온(Tcore)이 완만하게 변화하고 있는 경우에서도, 미분 곡형을 사용하면, 완만한 변화는 오프셋이 될 뿐이므로, 오프셋으로부터의 변화는 용이하게 판정할 수 있다. 미분 곡형은, 2차 미분 이상의 고차의 미분을 이용해도 된다.
- [0180] 예를 들면, 1일의 긴 장착 시간 중의 큰 환경 온도 변화의 타이밍에서, 이와 같은 체내 열저항(Rthbody)의 계산을 행하고, 복수의 체내 열저항(Rthbody)으로부터, 그 신뢰도에 따른 계산을 행함으로써, 보다 정확한 체내 열저항(Rthbody)의 결정을 행할 수 있다.
- [0181] 다음으로, 도 19a에 의하여, 제14 실시형태로서, 체내 심부로부터 표피까지의 거리인 body_d의 입력을 유저에게 요구하는 방법에 대하여 설명한다.
- [0182] 이 제14 실시형태에서는, 상기 제11 실시형태(장착 시의 과도 응답으로부터 체내 열저항(Rthbody)을 구하는 방법)에서, 적절한 값의 체내 열저항(Rthbody)이 얻어지지 않는 경우의 대안으로서, 체내 심부로부터 표피(체표면)까지의 거리인 체내 심부 거리(body_d)의 입력을 유저에게 요구한다.
- [0183] 체내 열저항(Rthbody)은, 체내 심부 거리(body_d)×체내 심부로부터 표피까지의 열저항률로 구할 수 있다. 체내 심부 거리(body_d)를 유저가 아는 방법으로서, GSR를 이용하는 방법 외에, 신장과 체중의 입력을 요구하고, 측정 부위와 통계 데이터로부터 임시 체내 열저항(Rthbody)을 구할 수도 있다. 상술한 바와 같이, 체내 열저항(Rthbody)은, 측정 중에 적절히, 보다 정확한 값으로 갱신할 수 있다.
- [0184] 또, 다른 방법으로서, 유저에게 체내 심부 거리(body_d)의 입력을 요구하는 대신에, 안정 시의 체온의 입력을 받아, 측정 초기에 얻어진 기관 온도(Tsub)와 체표면 온도(Tsk)로부터, 심부 체온(Tcore)이 접수한 체온이 되도록, 체내 열저항(Rthbody)을 역산할 수도 있다.
- [0185] 직장의 안정 시 체온은, $37^{\circ}\text{C} \pm 0.2^{\circ}\text{C}$ 로 개인차가 적다. 복부는, 이 직장 온도에 대하여 $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ 정도의 범위 내에 들어가는 점에서, 입력이 얻어지지 않는 경우의 초깃값으로서 37°C 전후의 값을 사용할 수도 있다.
- [0186] 다음으로, 도 19b에 의하여, 제15 실시형태로서, 가속도에 의한 자세 보정에 대하여 설명한다. 또한, 이 생체 데이터 측정 장치(1)는, 후술하는 바와 같이, 가속도계(가속도 센서)를 구비하고 있다.
- [0187] 상기 체내 심부 거리(body_d)는, 유저의 자세(예를 들면 선 자세와 누운 자세)에 의하여 변화하는 경우가 있는 점에서, 가속도계로부터 얻어지는 가속도의 값을 이용하여, 자세의 영향을 경감시킬 수 있다.
- [0188] Az를 유저의 체표면에 대하여 수직 방향의 가속도(좌위(座位)나 입위(立位)에서는 $Az=0$, 양와(仰臥)에서는 $Az=1G$ (G는 중력 가속도))로 하여, $body_d2=body_d-a \times Az$ 로부터 체내 심부로부터 체표면까지의 보정된 체내 심부

거리(body_d2)를 구한다. a는 계수로 실험 등으로부터 구한다.

- [0189] 이 보정된 체내 심부 거리(body_d2)를 사용하여 체내 열저항(Rthbody)의 계산을 행하고, 심부 체온(Tcore)을 산출한다. 또한, 케이스(100) 내에서의 공기층(A)의 대류가 중력 가속도에 대한 방향에 따라 변화하여 공기층(A)의 열전도율을 변화시켜, 그 변화량이 문제가 되는 경우도 있다. 이 경우도 동일하게 하여, 공기층(A)의 두께나 열저항을 Az 등의 가속도를 이용하여 보정하는 경우도 본 발명에 포함된다.
- [0190] 이 외에, 케이스(100) 내의 공기층(A)은 대기압, 습도 등의 환경 조건에 따라 약간이지만 변화하기 때문에, 목적으로 하는 체온 측정 정밀도에 따라, 동시에 계측하는 대기압이나 습도를 사용하여 보정할 수 있다.
- [0191] 이 생체 데이터 측정 장치(1)는, 핫플레이트나 항온조(槽) 등을 사용하여 교정할 수 있다. 핫플레이트를 피부로 가정하고, 핫플레이트 상에 방사 온도계(21)를 올려, 항온조에서 환경 온도를 변화시킨다. 이 교정으로부터 공기층의 열저항을 구한다.
- [0192] 또한, 본 발명에서 이용하는 알고리즘은, 생체 데이터 측정 장치(1)에 탑재되어 있는 제어 회로(314)에서 실행하거나, 클라우드 상의 서버에서 실행할 수도 있다.
- [0193] 다음으로, 제16 실시형태로서, 도 20~22를 참조하여, 이 생체 데이터 측정 장치(1)에 탑재되어 있는 ECG 측정 회로(310), GSR 측정 회로(311), GSR 구동 회로(312)에 대하여 설명한다.
- [0194] ECG 측정 회로(310)와 GSR 구동 회로(312)는, 각각, 로 패스 필터(LPF)를 구비하고, GSR 측정 회로(311)는 하이 패스 필터(HPF)를 가지며, 컷 오프 주파수로서 $f_{\text{ECG, LPF}} < f_{\text{GSR, HPF}} \approx f_{\text{GSR, LPF}}$ 로 설정된다.
- [0195] GSR 측정 회로(311)는, 또한 fs의 언더 샘플링을 행하는 A/D 변환기와, $|f_c - N \cdot fs|$ (N은 정수)를 통과시키는 밴드 패스 필터(BPF)와 $T=1/|f_c - N \cdot fs|$ 의 적분기를 구비한다.
- [0196] 이 생체 데이터 측정 장치(1)는, 피부(체표면)에 장착하여 장시간에 걸쳐 심부 체온(Tcore) 등의 측정을 행하는 점에서, 그 발열을 매우 작게 할 필요가 있어, 소비 전력 삭감에 대하여 지금까지와는 다른 어프로치가 필요하다. 그 큰 골조로서, 수동 소자를 이용한 저전력화, 샘플링 주파수를 한계까지 낮추는, 적은 계산량으로 신호 처리를 행하고 있다.
- [0197] ECG 측정 회로(310)에 있어서의 ECG의 신호 주파수는, 수 Hz로부터 수십 Hz이며, $f_{\text{ECG, LPF}}$ 로서, 이 신호 주파수가 통과하도록, 예를 들면 수십 Hz~수백 Hz로 설정한다. LPF는, 고주파 측에 설정한 GSR 구동 신호를 제거한다. ECG 신호는, 100Hz 이하에서 비교적 넓은 대역을 갖기 때문에, ADC는 나이퀴스트 샘플링을 행하고, 그 샘플링 주파수는 수십 Hz~수백 Hz로 설정한다.
- [0198] GSR 구동 회로(312)의 GSR 구동 주파수 f_c 는, ECG의 신호 주파수를 피하여 수백 Hz~수십 kHz로 설정한다. $f_{\text{GSR, HPF}}$ 로서, 예를 들면 수백 Hz~수십 kHz로 설정하여, 1/f 노이즈나 열 노이즈를 제거한다.
- [0199] GSR의 샘플링에서는, ADC는 언더 샘플링 동작을 시켜 샘플링 주파수 fs로서 예를 들면 1kHz 전후로 설정한다. 샘플링 주파수는 비교적 높지만, 특정의 시간창에 있어서 간헐 동작시켜, 소비 전력을 저감시킨다. 특정의 시간창으로서, ECG의 주된 피크 타이밍인 R파의 주변을 피한 시간창으로 설정함으로써, R파의 시간 간격의 측정에 영향을 주지 않도록 할 수 있다.
- [0200] 언더 샘플링에 의하여, GSR 신호는 $|f_c - N \cdot fs|$ (N은 정수)의 주파수로 나타난다. 예를 들면, fs를 1024Hz, f_c 를 5028Hz로 하면, GSR 신호는 32Hz로 나타난다. 디지털 BPF로서, 이 32Hz를 통과시키는 좁은 대역으로 함으로써, 1/f 노이즈나 열 노이즈, 양자화 노이즈를 제거한다.
- [0201] 또한, 신호의 Power(신호의 제곱)를 M/32sec의 시간으로 적분함으로써, 예를 들면 M=1에 있어서, 32Hz에 최초의 널 포인트가 나타난다. GSR 구동의 캐리어 주파수를, 이 널 포인트의 주파수에 맞도록 설정함으로써, 매우 적은 계산량으로 캐리어 성분을 제거하고, 피부 저항의 변화인 진폭 정보를 추출할 수 있다.
- [0202] 체내 심부로부터 표피(체표면)까지의 체내 심부 거리(body_d)를 구할 때, GSR의 위상 정보가 필요한 경우가 있다. GSR의 구동 신호가 피하 지방을 통과하면, 어느 특정의 위상 시프트를 야기하고, 그 위상 시프트한 곳의 진폭을 봄으로써, 피하 지방의 두께를 추정할 수 있다. GSR 구동 신호의 특정의 위상에서의 진폭을 보려면, 상기 적분의 개시점을 GSR 구동 신호의 어느 특정의 위상으로부터 시작함으로써, 특정 위상의 진폭을 간단하게 추출할 수 있다.

- [0203] GSR 구동 주파수 f_c 는, 수백 Hz~수십 kHz로 설정한다. 이에 맞추어 GSR 구동 회로(312)의 LPF의 컷 오프 주파수 $f_{GSR, LPF}$ 는, GSR 구동 주파수 f_c 가 통과하도록, 또한, 고주파가 감쇠하도록 수백 Hz~수십 kHz로 설정한다.
- [0204] 다음으로, 도 23과 도 24를 참조하여, 본 발명의 제17 실시형태에 대하여 설명한다. 앞의 제9 실시형태에서는, 생체 데이터 측정 장치(1)를 생체에 장착함에 있어서, 그 케이스(100)를 장착 벨트(200)로 체표면에 누르도록 하고 있지만, 이 제17 실시형태에서는, 케이스(100)를 장착 벨트(200) 상에 올려 생체에 장착한다.
- [0205] 이 제17 실시형태에서는 4전극법이 채용되어 있고, 도 24에 나타내는 바와 같이, 장착 벨트(200)의 체표면과 접하는 면(이면)에는, 4개의 전극(211, 212, 213, 214)이 마련되어 있다. 장착 벨트(200)의 이면에 있어서, 전극(211, 212, 213, 214) 이외의 부분은 전기 절연 시트(230)에 의하여 덮여 있다.
- [0206] 도 14b를 참조하여, 내측의 2개의 전극(211, 212)은, 콘택트부(C1, C2)를 통하여 ECG 측정 회로(310)와 GSR 측정 회로(311)에 접속되고, 외측의 2개의 전극(213, 214)은, 콘택트부(C3, C4)를 통하여 GSR 구동 회로(312)에 접속된다.
- [0207] 장착 벨트(200)의 표면(도 24에서 지면(紙面)의 배면 측)에는, 콘택트부(C1, C2, C3, C4)의 한쪽의 콘택트가 되는 수콘택트(221, 222, 223, 224)가 마련되어 있다.
- [0208] 전극(211)은 배열 배선(211a)을 통하여 수콘택트(221)에 접속되고, 전극(212)은 배열 배선(212a)을 통하여 수콘택트(222)에 접속되며, 전극(213)은 배열 배선(213a)을 통하여 수콘택트(223)에 접속되고, 전극(214)은 배열 배선(214a)을 통하여 수콘택트(224)에 접속되어 있다.
- [0209] 도 23의 (a)에 나타내는 바와 같이, 이 제17 실시형태에 있어서, 케이스(100)는 저면이 개방되어 있다. 케이스(100) 내에는, 기관(10) 외에, 케이스·장착 벨트 접속 기관(131)이 마련되어 있다.
- [0210] 자세하계는 도시하지 않지만, 기관(10)에는, 방사 온도계(21)를 포함하는 체온계나 송신부(24), 앞서 설명한 신호 처리 회로군(300) 등이 탑재되어 있다.
- [0211] 케이스·장착 벨트 접속 기관(131)은, 기관(10)보다 저면 측에 배치되고, 그 중앙 부분에 방사 온도계(21)의 시야와 공기층(A)을 확보하기 위한 개구부를 갖는다. 또한, 기관(10)과 케이스·장착 벨트 접속 기관(131)은, 단열재로 이루어지는 원통 형상의 지지 부재(30)를 통하여 케이스(100) 내에 마련되어 있다. 또, 이 제17 실시형태에 의하면, 케이스(100)의 상측 덮개 내면에 케이스 온도계(331)가 마련되어 있다.
- [0212] 도 23의 (b)를 아울러 참조하여, 케이스·장착 벨트 접속 기관(131)의 저면 네 귀퉁이에는, 장착 벨트(200) 측의 수콘택트(221~224)를 상대 측으로 하여 콘택트부(C1~C4)를 구성하는 암콘택트(111~114)가 마련되어 있다. 이들 암콘택트(111~114)는, 배선을 통하여 기관(10)에 탑재되어 있는 ECG 측정 회로(310), GSR 측정 회로(311), GSR 구동 회로(312) 등에 접속되어 있다.
- [0213] 이 제17 실시형태에 있어서, 수콘택트(221~224)와 암콘택트(111~114)에는 모두 도전성 자석이 이용되고 있어, 원터치로 전기적·기계적 접속을 행할 수 있다.
- [0214] 케이스(100)가 장착 벨트(200)의 표면 측에 재치되는 점에서, 방사 온도계(21)는, 장착 벨트(200)의 표면 온도를 측정하기 위하여, 이 제17 실시형태에서는, 피부의 열저항(R_{th})에 장착 벨트(200)의 열저항(R_{th})을 가산하여 심부 체온(T_{core})을 계산한다.
- [0215] 방사 온도계(21)가 온도를 측정하는 장착 벨트 표면은, 적외선 방사율이 1에 가까운 재료를 이용하는 것이 바람직하다. 다른 예로서, 방사 온도계(21)의 입체각에 해당하는 부분의 장착 벨트를 삭제하고 직접 체표면 온도를 측정하도록 해도 된다.
- [0216] 다음으로, 도 25의 (a)~(c)를 참조하여, 본 발명의 제18 실시형태로서, 생체 데이터 측정 장치(1)의 케이스(100)와 장착 벨트(200)를 해리 가능한 후크로 연결한 양태에 대하여 설명한다.
- [0217] 이 제18 실시형태에서는, 상기 제17 실시형태에서 콘택트부(C1~C4)에 의하여 케이스(100)와 장착 벨트(200)를 전기적·기계적으로 접속하고 있는 곳을 후크(F1~F4)로 대신하고 있다. 후크(F1~F4)에는, 도 25의 (c)에 예시하는 바와 같이, 개구부를 갖는 암멤버(141)와, 갈고리형의 수멤버(241)의 조합이 이용되어도 된다.
- [0218] 이로 인하여, 이 제18 실시형태에서는, 케이스·장착 벨트 접속 기관(131)을 케이스(100)로부터 돌출되는 크기로 하여, 그 네 귀퉁이에 후크(F1~F4)의 암멤버(141)를 마련한다. 이에 대하여, 장착 벨트(200) 측에는 후크(F1~F4)의 수멤버(241)를 마련한다.

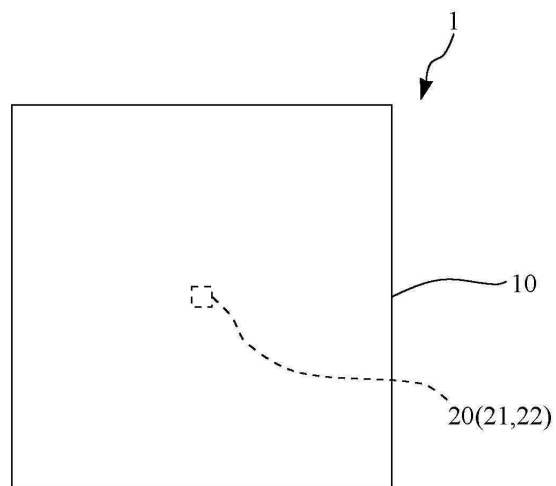
- [0219] 암멤버(141), 수멤버(241) 모두 도전재로 이루어지고, 수멤버(241)를 암멤버(141)에 걸침으로써, 전기적·기계적인 접속이 행해진다. 수멤버(241)가 케이스(100) 측, 암멤버(141)가 장착 벨트(200) 측에 마련되어도 된다.
- [0220] 후크(F1~F4)의 위치는, 각각, 상기 제17 실시형태에서의 콘택트부(C1~C4)에 대응하고 있고, 내측의 2개의 전극(211, 212)은, 후크(F1, F2)를 통하여 ECG 측정 회로(310)와 GSR 측정 회로(311)에 접속되며, 외측의 2개의 전극(213, 214)은, 후크(F3, F4)를 통하여 GSR 구동 회로(312)에 접속된다.
- [0221] 이 제18 실시형태는, 4전극법이기 때문에 후크를 좌우 2쌍으로 하고 있지만, 2전극법의 경우에는, 후크는 좌우 1쌍이면 된다. 어느 것으로 해도, 이 제18 실시형태에 의하면, 케이스(100)를 장착 벨트(200)에 대하여 간단하게 부착, 제거할 수 있기 때문에, 내장 전지를 충전하거나, 장착 벨트를 선택하는 경우 등에 있어서 매우 편리하다.
- [0222] 다음으로, 도 26에 의하여, 본 발명의 제19 실시형태로서, 생체 데이터 측정 장치(1)를 1개의 기관(10)에 탑재한 양태에 대하여 설명한다.
- [0223] 앞서도 설명한 바와 같이, 이 생체 데이터 측정 장치(1)에는, 신호 처리 회로군(300)으로서, ECG 측정 회로(310), GSR 측정 회로(311), GSR 구동 회로(312), 통신 회로(313), 제어 회로(314), 기억 회로(315)가 포함되어 있지만, 이 제19 실시형태에서는, 이들 각 회로가 모듈화되어 기관(10)에 탑재되어 있다.
- [0224] 모듈로서, SiP(System in Package)를 이용할 수 있다. 안테나(송신부(24))나 통신칩이나 마이크로 프로세서 유닛(MPU)칩이나 메모리칩 등을 하나의 모듈 내에 실장할 수 있다.
- [0225] 이 제19 실시형태는, 가속도계(321), 습도계(322), 마이크(323), 기압계(324)를 기관(10)에 더 구비하고 있다. 또한, 기관(10)의 이면 측에는 열류계로서의 방사 온도계(21)가 배치되어 있다.
- [0226] 마이크(323)는, 흉부나 복부의 청진에 이용할 수 있다. 또, 마이크(323)로 환경음을 수음하고, 보행, 탈 것, 작업, 회의, 식사, 화장실, 수면 등의 콘텍스트를 판정할 수도 있다. 또, 마이크(323)를 사용하여 음성 커맨드를 입력해도 된다.
- [0227] 이 생체 데이터 측정 장치(1)로 수집한 생체 데이터는, 휴대 단말(B)에 보내져, 휴대 단말(B)에 탑재되어 있는 CPU로 처리할 수 있다. 또한, 휴대 단말(B)로부터 서버(C)에 데이터를 보내고, 서버(C)로 처리를 행하며, 그 처리 결과를 휴대 단말(B)에 화면 표시할 수도 있다.
- [0228] 처리 결과에 따라, 생체 데이터 취득 조건을 변화시키기 위하여, 생체 데이터 측정 장치(1)에 제어 커맨드를 보낼 수도 있다. 화면 표시뿐만 아니라, 바이탈을 음성으로 낭독할 수도 있다.
- [0229] 예를 들면, 유저가 휴대 단말(B)의 마이크를 통하여 심부 체온의 0.5℃ 간격의 낭독을 지시한 경우, 데이터의 흐름은 다음과 같이 된다.
- [0230] 커맨드 정보의 흐름: 휴대 단말(B)에서의 음성 인식→서버(C)에서 커맨드의 접수·응답→휴대 단말(B)로 응답의 낭독.
- [0231] 데이터의 흐름: 방사 온도계에 의한 열류 데이터→휴대 단말에서의 심부 체온(Tcore) 계산→서버(C)에서의 0.5℃ 변화의 판정·조건 적합 시에 낭독 데이터의 송부→휴대 단말(B)에서의 데이터의 낭독.
- [0232] 또한, 대사 증후군 대책에 본 발명을 사용할 수도 있다. 본 발명에 의하면, 미지수인 체내 심부로부터 표피까지의 거리(body_d)가 자동적으로 구해지기 때문에, 운동에 의한 피하 지방의 감소를 유저에게 나타낼 수 있다.
- [0233] 또, 체내 심부의 온도 상승이나 심박, 가속도 등으로부터, 유산소 운동에 의한 소비 칼로리를 나타낼 수도 있어, 운동 효과가 향상된다.
- [0234] 각종 바이오 피드백 기법(자율 훈련법, 마인드풀니스, 호흡법 등)에 본 발명을 사용할 수도 있다. 본 센서(생체 데이터 측정 장치)를 손발을 포함하는 수 개소에 장착하고, 말초 심부 체온으로부터 혈관 확장 상태를 파악하거나, 심전 신호의 변동으로부터 자율 신경 상태를 파악, 나아가서는 심전 신호의 진폭으로부터 호흡수를 측정하여, 유저에게 가시화하여 당해 바이오 피드백 기법의 효과를 높일 수 있다. 이것은 단말과 클라우드를 연계시켜, 데이터의 처리나 축적, 인용, 공유화, AI에 의한 해석 등을 행할 수 있다.
- [0235] 상기 제19 실시형태에서는, 부품을 탑재하는 기관(10)을 1개의 기관으로 하고 있지만, 도 27에 나타내는 바와 같이, 본 발명의 제20 실시형태로서, 생체 데이터 측정 장치를 제1, 제2의 2개의 기관(10a, 10b)에 나누어 탑재할 수도 있다.

- [0236] 기관(10a, 10b)은 모두 리지드 기관으로, 이 제20 실시형태에 있어서, 한쪽의 제1 기관(10a)에는, 모듈화된 주로 신호 처리 회로군(300)과, 가속도계(321), 습도계(322), 마이크(323), 기압계(324)가 탑재되고, 다른 쪽의 제2 기관(10b)에는, 전원 회로(316), 전지(317)가 탑재되어 있다.
- [0237] 기관(10a, 10b)은 평방 10mm 전후의 면적을 갖고, 생체의 굴곡에 추종할 수 있도록 플렉시블 기관(10c)으로 연결되어 있는 것이 바람직하다. 이 실시형태에서는, 기관(10a, 10b)의 쌍방에 열류계로서의 방사 온도계(21)가 탑재되어 있어, 이들 열류계의 열적 간섭을 작게 하는데다, 플렉시블 기관(10c)은 열저항이 큰 것이 바람직하다.
- [0238] 다음으로, 도 28a~도 28e를 참조하여, 생체 데이터 측정 장치(1)의 케이스(100)와 장착 벨트(200)와의 전기적·기계적 콘택트부의 몇 개의 구성예에 대하여 설명한다. 또한, 이하의 설명에 있어서, 케이스(100) 측의 콘택트부를 제1 콘택트(110)로 하고, 장착 벨트(200) 측의 콘택트부를 제2 콘택트(220)로 한다.
- [0239] 먼저, 도 28a의 제1 예에서는, 케이스(100) 측의 제1 콘택트(110)와 장착 벨트(200) 측의 제2 콘택트(220)를 모두 도전성 마그네틱으로 하고 있다. 도전성 마그네틱은, 코인형이나 버튼형의 원반 형상이 일반적이지만, 각형상이어도 된다. 마그네틱끼리의 경우, 마그네틱의 중심 위치가 자동적으로 정렬되는(일치하는) 메리트가 있다.
- [0240] 장착 벨트(200) 측에 있어서, 제2 콘택트(220)의 도전성 마그네틱과, 도전 패턴으로 이루어지는 전극(210(211~214))은, 도전성 접착제로 전기적·기계적으로 접속한다. 도전 패턴은 은(Ag)이나 염화 은(AgCl)을 주성분으로 하는 재료를 이용함으로써, 피부와의 접촉 전위를 줄일 수 있다.
- [0241] 다음으로, 도 28b의 제2 예에서는, 케이스(100) 측의 제1 콘택트(110)는 도전성 마그네틱이지만, 장착 벨트(200) 측의 제2 콘택트(220)를 철 등의 자성을 갖는 자성체로 하고 있다. 이 경우, 제2 콘택트(220)에 제1 콘택트(110)가 감합하는 오목부(220a)를 마련하는 것이 좋다.
- [0242] 제2 콘택트(220)의 자성체와, 도전 패턴으로 이루어지는 전극(210)과의 전기적·기계적 접속에는, 상기 제1 예와 동일하게, 도전성 접착제가 이용되어도 된다. 다른 양태로서, 제2 콘택트(220)의 자성체에 Ag 도금을 실시하여, 전극(210)의 도전 패턴의 Ag와의 사이에서 Ag·Ag 간의 열융착을 행할 수도 있다.
- [0243] 도 28c의 제3 예는, 상기 제1 예의 변형예로, 전극(210)을 도전 패턴에 의하여 형성한 후, 제2 콘택트(220)로서 이용되는 도전성 마그네틱을 문 형상의 코킹 바늘(220b)로 고정한다. 코킹 후에 전기 절연 시트(230)를 덧씌운다.
- [0244] 도 28d의 제4 예는, 상기 제2 예의 변형예로, 제2 콘택트(220)로서 이용되는 자성체 자체에 코킹각(脚)(220c)을 형성하고, 이 코킹각(220c)을 전극(210)에 파고 들어가게 하여 고정한다. 이 경우에도, 코킹 후에 전기 절연 시트(230)를 덧씌운다.
- [0245] 도 28e의 제5 예는, 장착 벨트(200)의 이면에 있는 전극(210) 상(도 28e에서는 전극(210) 하)에 제2 콘택트(220)로서의 도전성 마그네틱을 배치하고, 장착 벨트(200)의 표면 측으로부터 문 형상의 코킹 금구(220d)를 타입(打入)하여 도전성 마그네틱을 전극(210) 상에 고정한다.
- [0246] 이 제5 예에 의하면, 상기 제9 실시형태의 도 13의 (a)에 나타내는 바와 같이, 생체 데이터 측정 장치(1)의 케이스(100)는, 장착 벨트(200)의 이면 측에 배치되고, 장착 벨트(200)에 의하여 체표면에 누르도록 하여 장착된다.
- [0247] 이상, 상기 각 실시형태에 의하여 본 발명을 설명했지만, 본 발명은 이에 한정되는 것은 아니고, 상기 각 실시형태로부터 도출되는 기술이나 균등물 등도 본 발명에 포함된다.

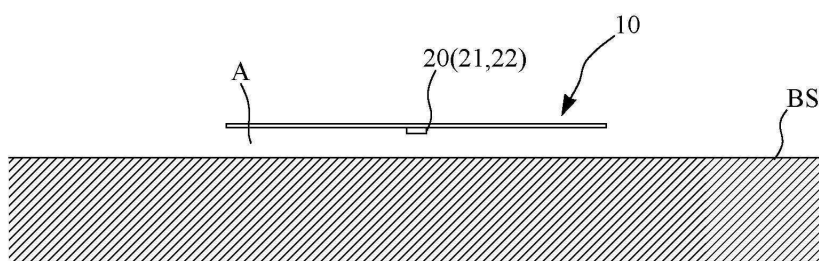
도면

도면1

(a)

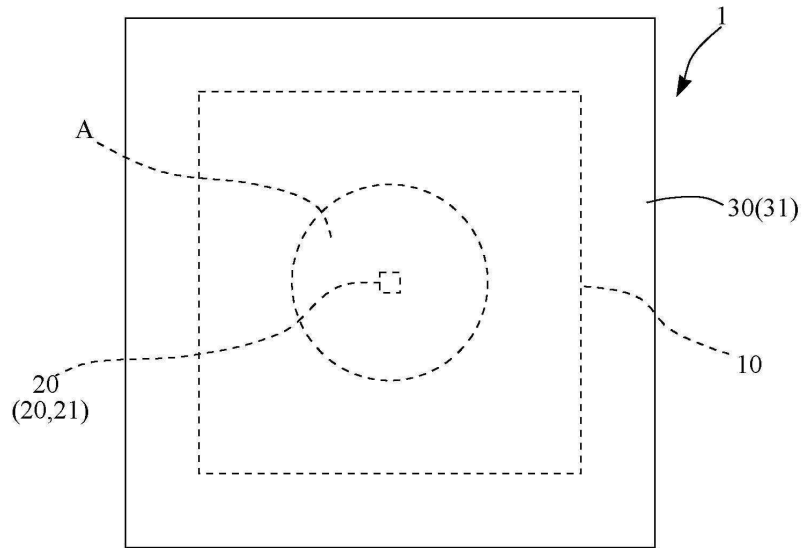


(b)

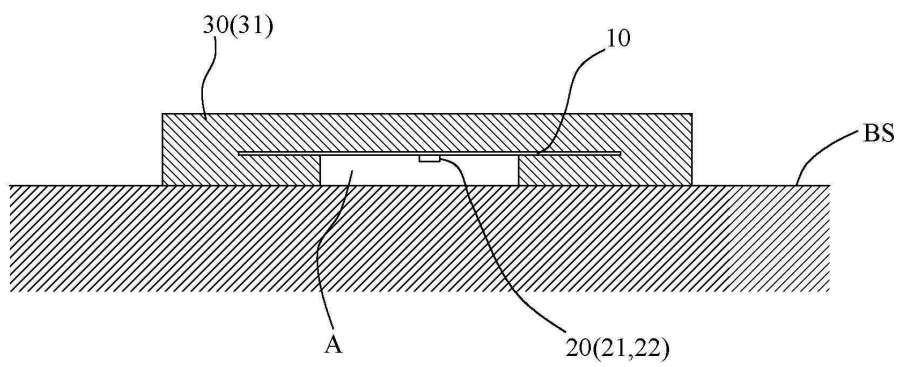


도면2

(a)

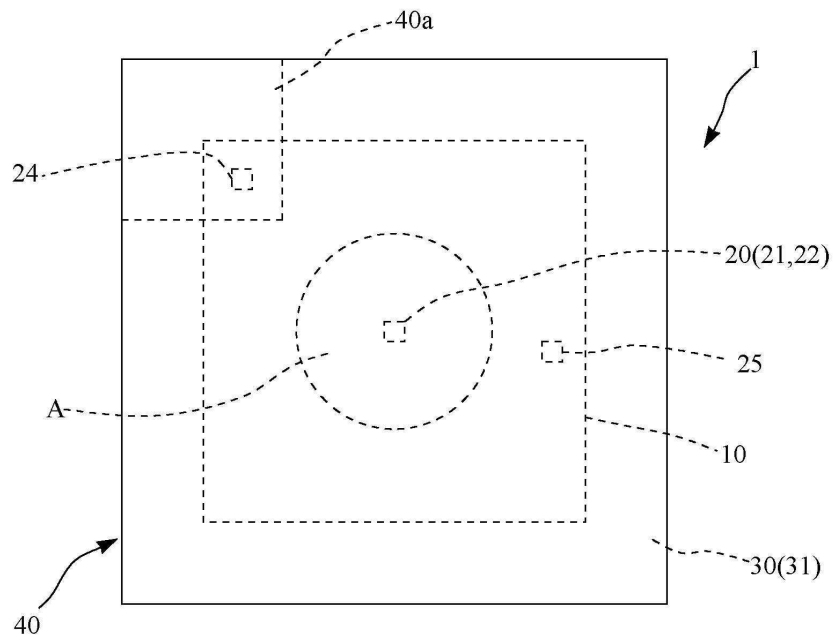


(b)

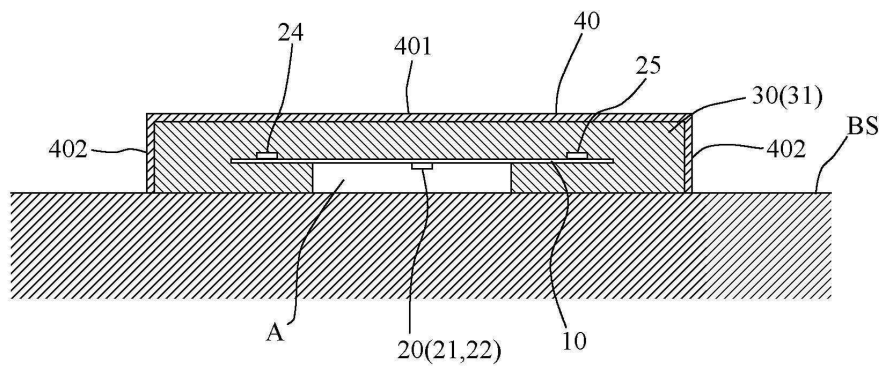


도면3

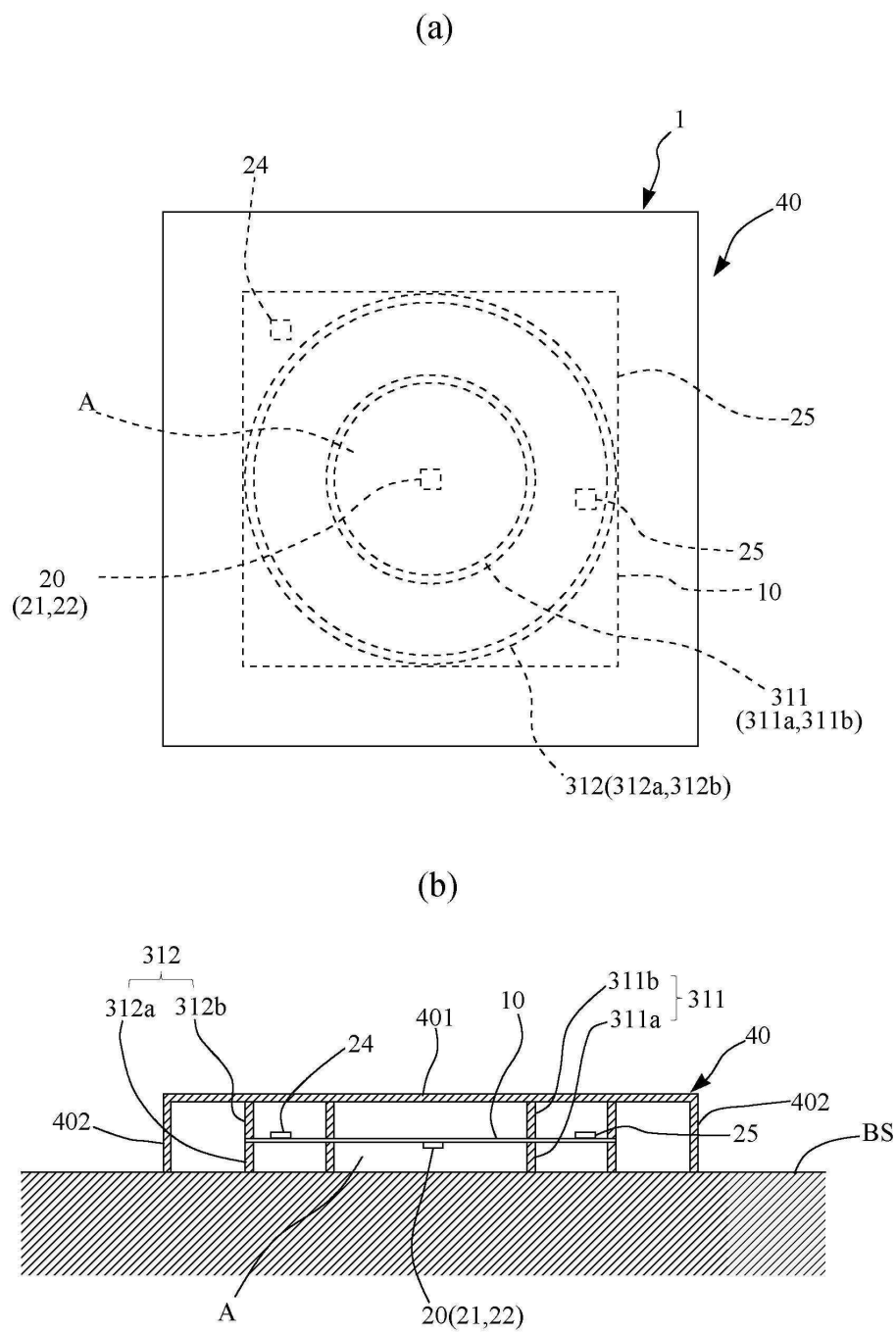
(a)



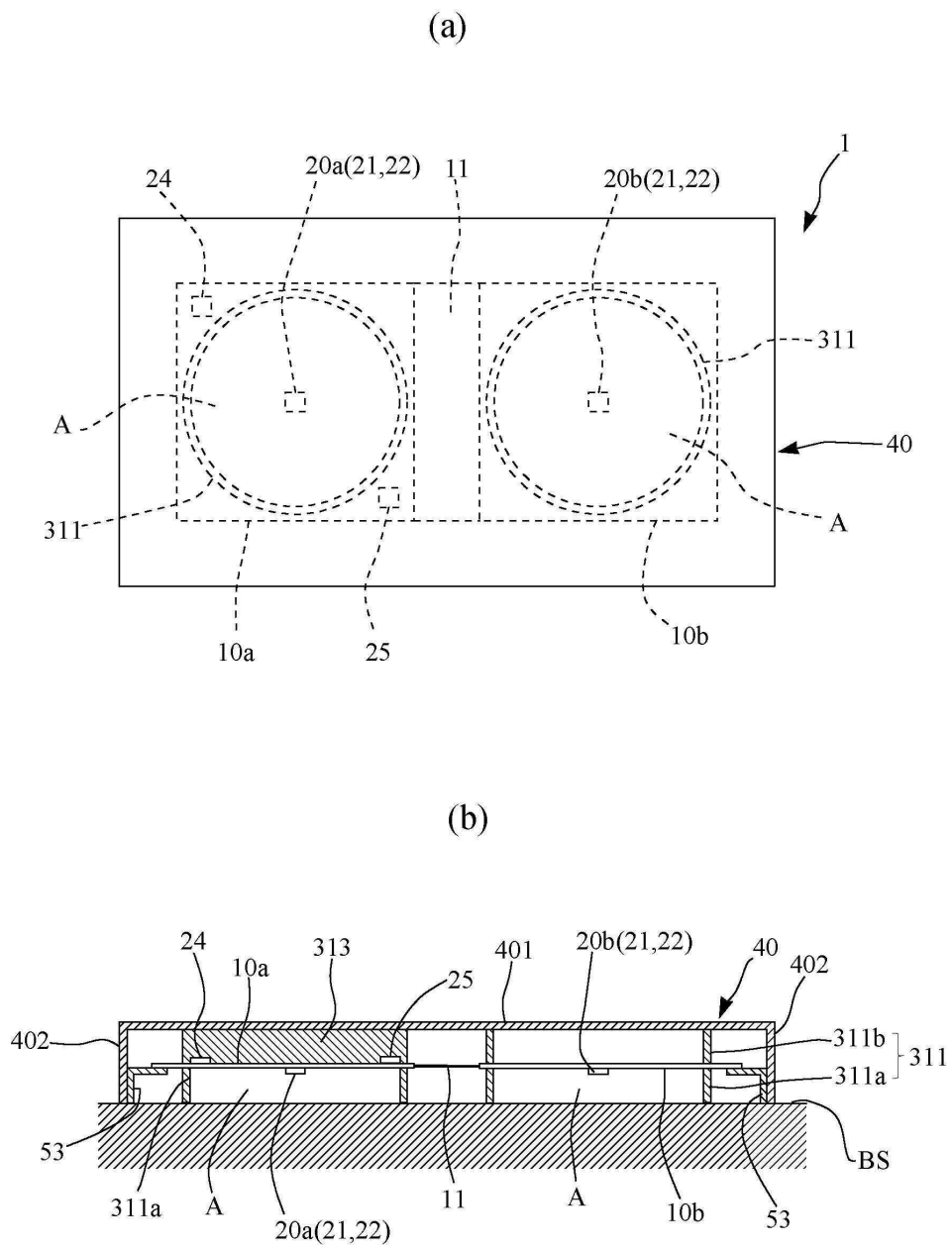
(b)



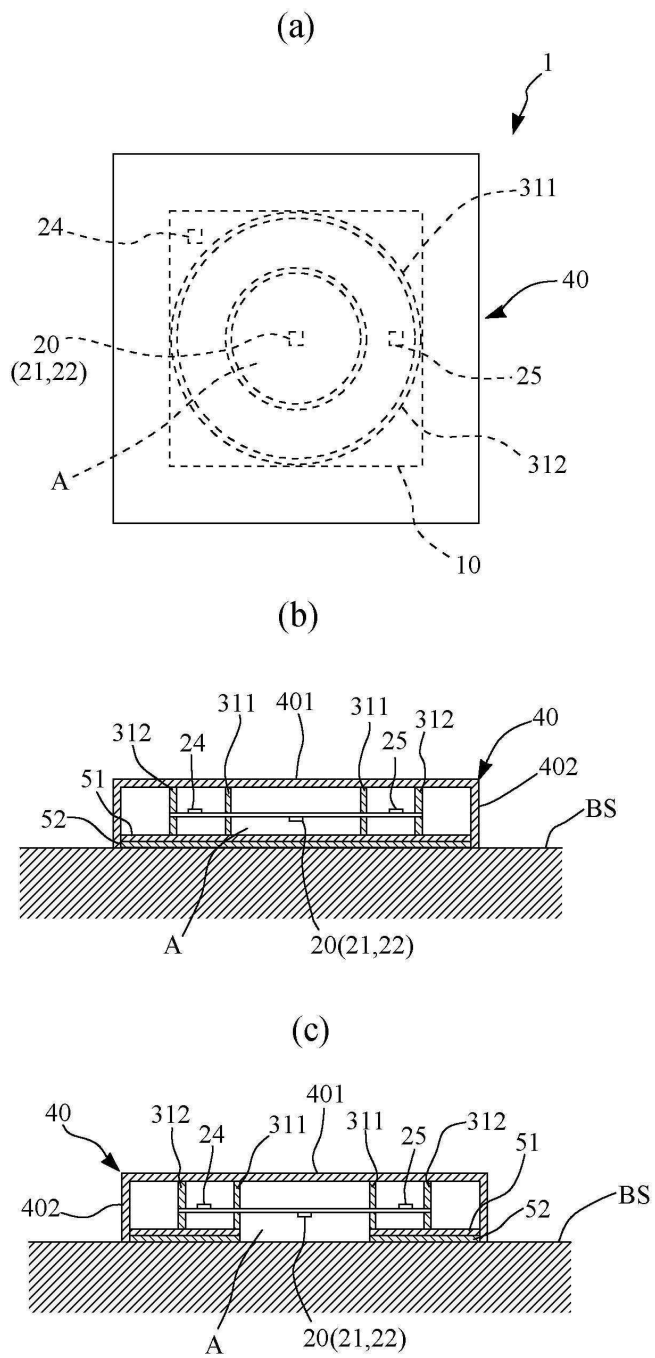
도면4



도면5

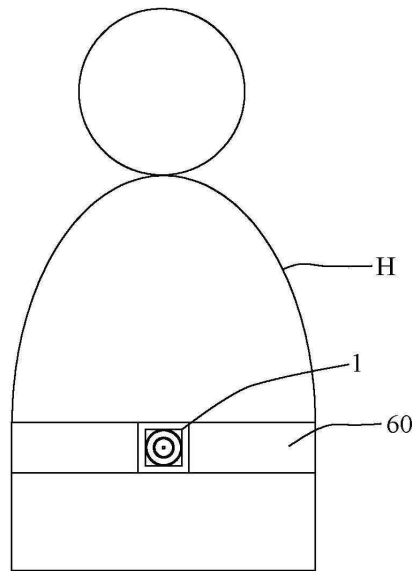


도면6

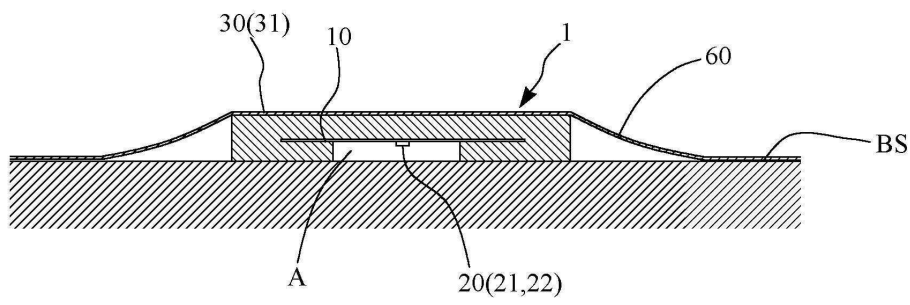


도면7

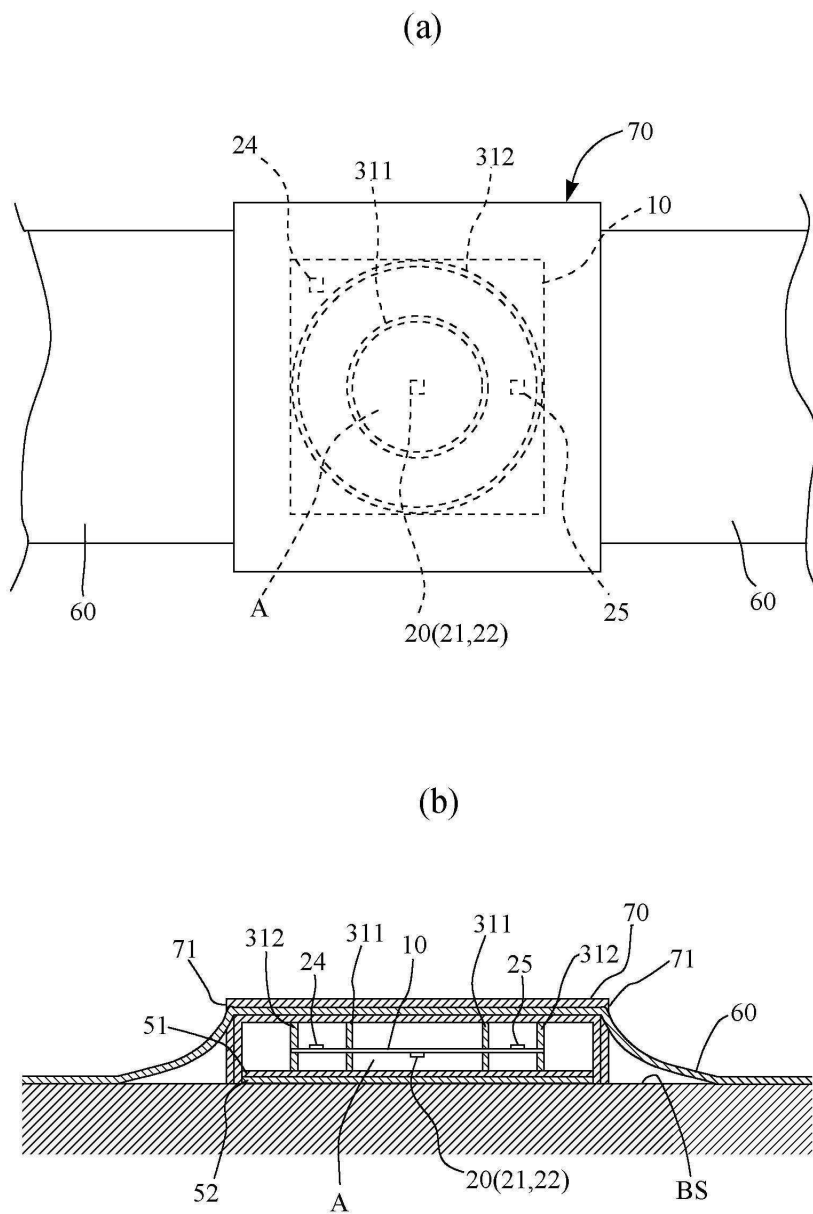
(a)



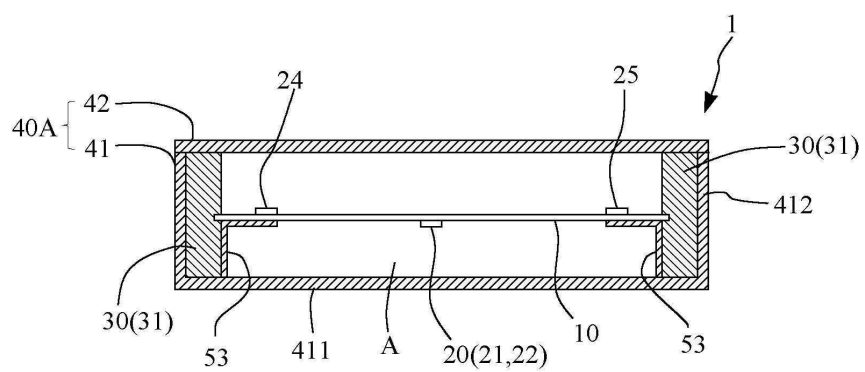
(b)



도면8

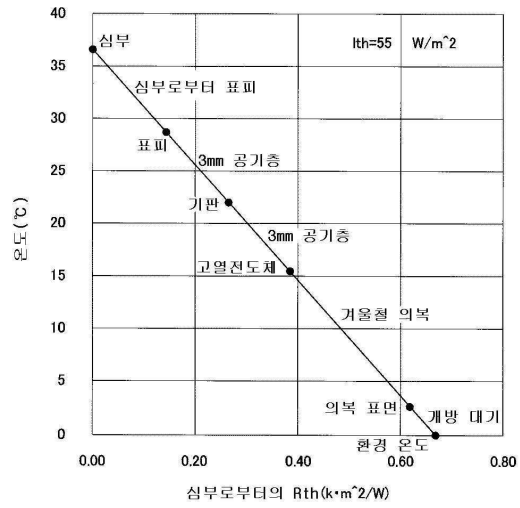


도면9



도면10

(a)

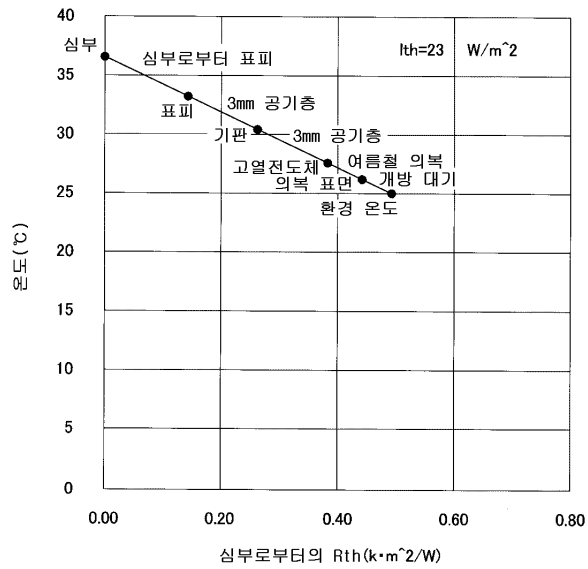


(b)

	열저항률 ($m \cdot k / W$)	두께 (mm)	열저항 ($m^2 \cdot k / W$)
심부로부터 표피	5.9	25	0.15
정지 대기	40	3	0.12
겨울철 의복	공기 40 내의 20 셔츠 20 스웨터 25	3 1 1 3	0.24
개방 대기			0.05

도면11

(a)

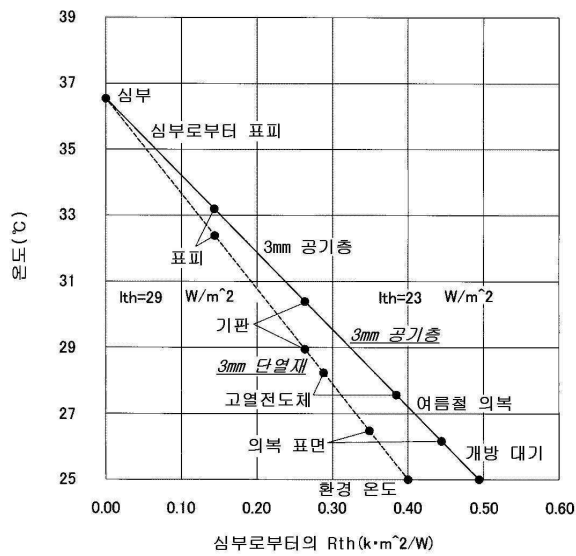


(b)

	열저항률 ($m \cdot k/W$)	두께 (mm)	열저항 ($m^2 \cdot k/W$)
심부로부터 표피	5.9	25	0.15
정지 대기	40	3	0.12
여름철 의복	공기 40 셔츠 20	1 1	0.059
개방 대기			0.05

도면12

(a)

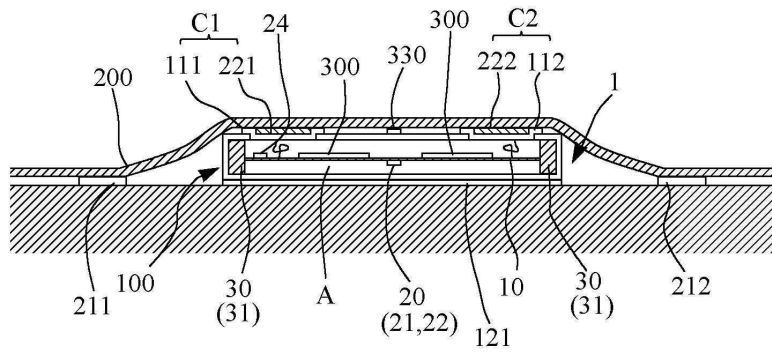


(b)

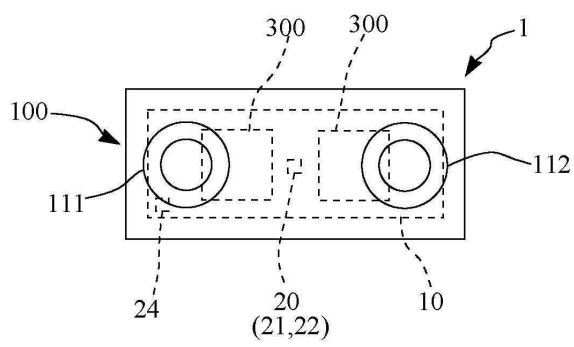
	열저항률 ($\text{m}\cdot\text{k}/\text{W}$)	두께 (mm)	열저항 ($\text{m}^2\cdot\text{k}/\text{W}$)
심부로부터 표피	5.9	25	0.15
정지 대기	40	3	0.12
폴리스타이렌	8	3	0.024
여름철 의복	공기 40 셔츠 20	1 1	0.059
개방 대기			0.05

도면13

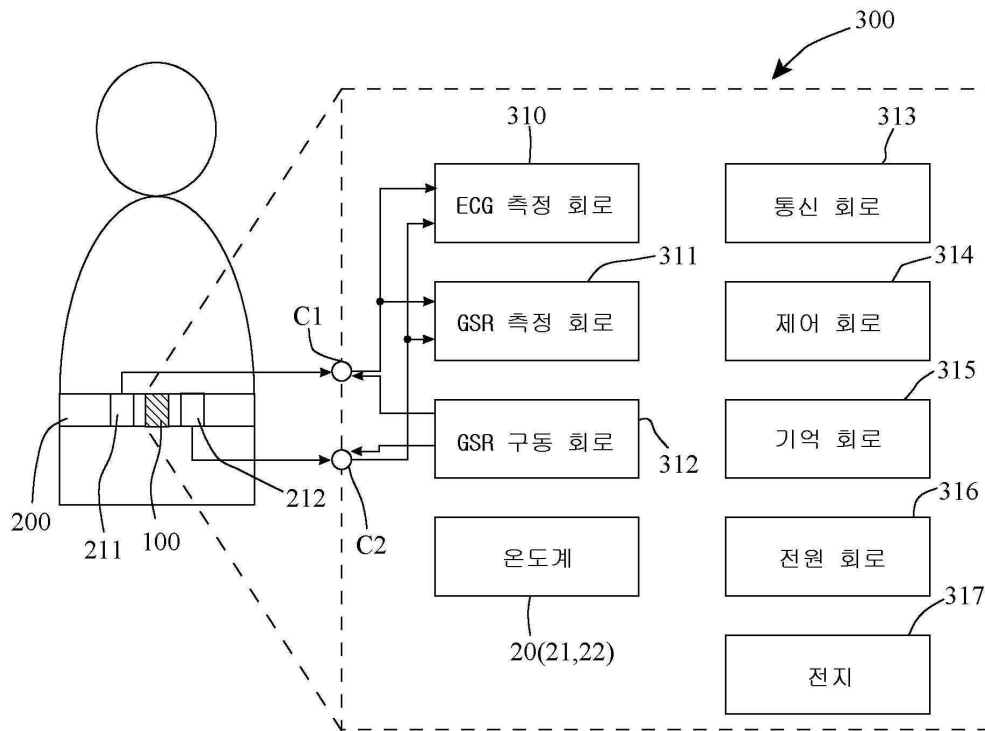
(a)



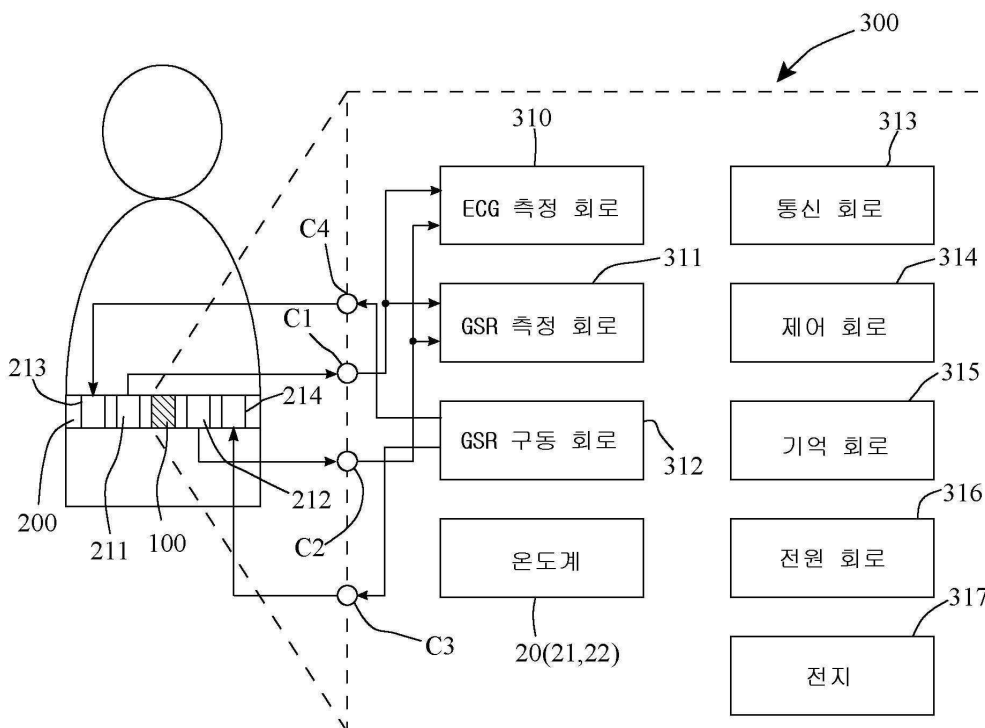
(b)



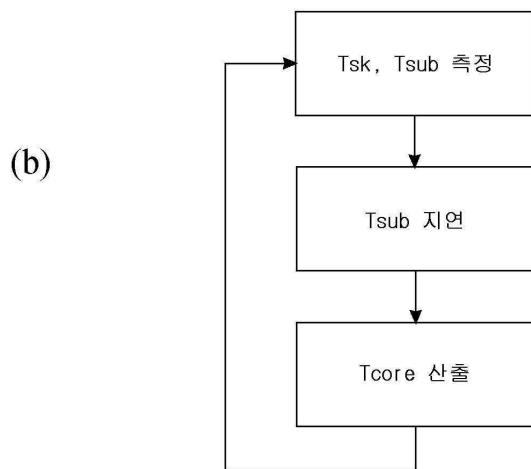
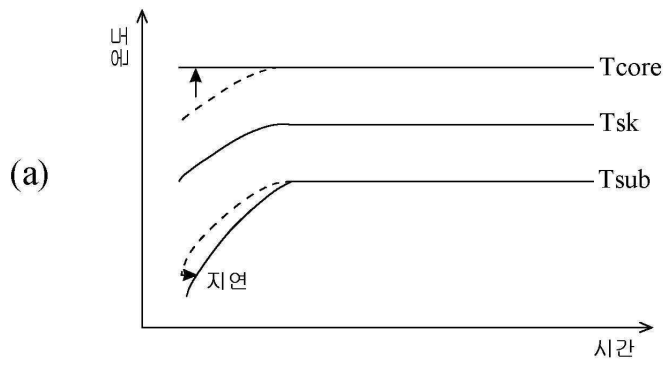
도면14a



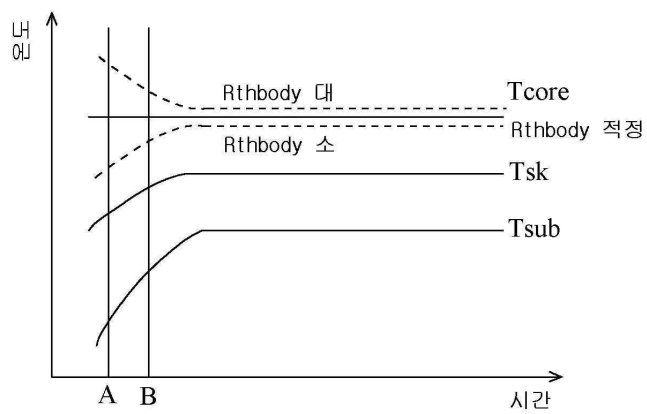
도면14b



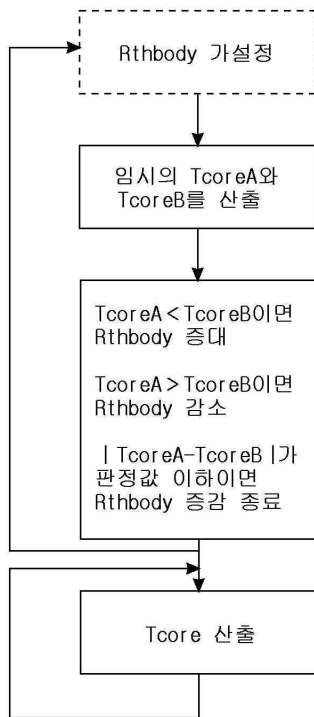
도면15



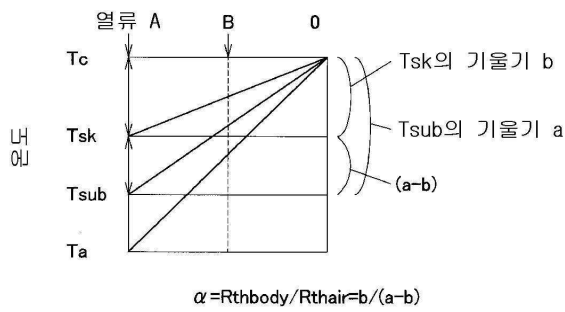
도면16a



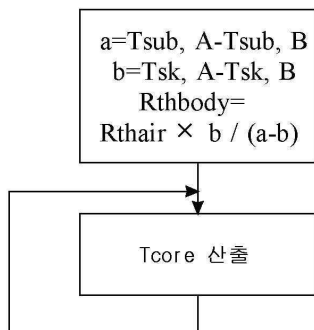
도면16b



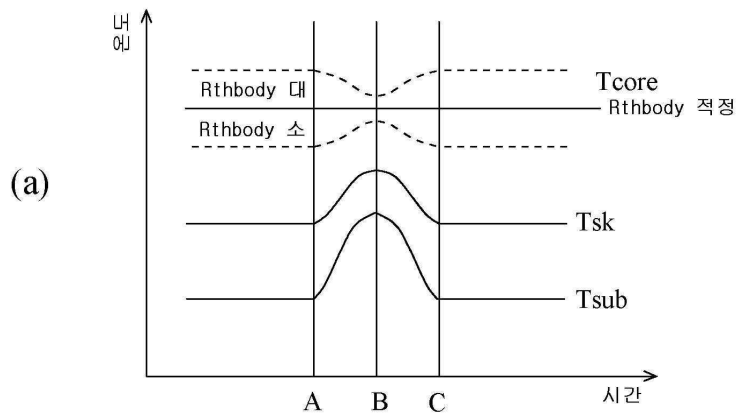
도면16c



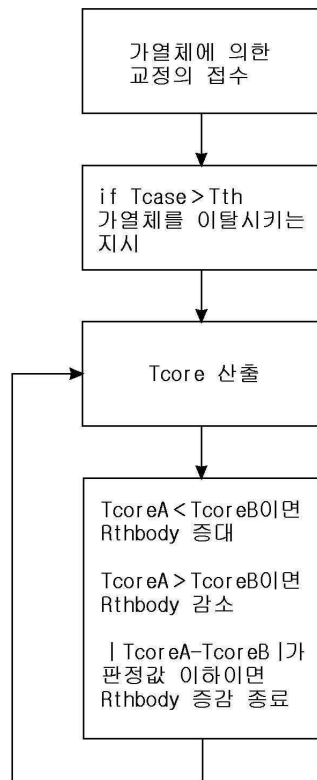
도면16d



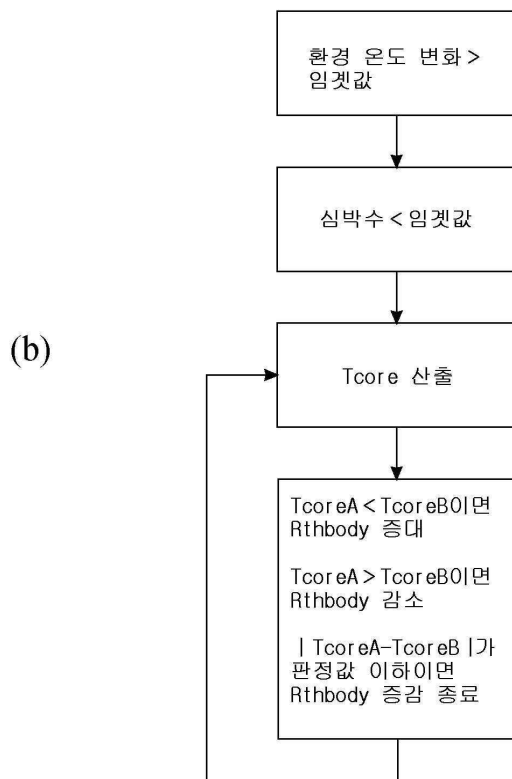
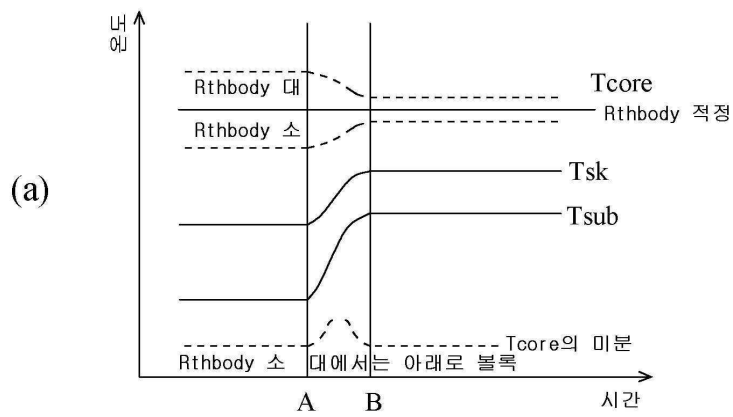
도면17



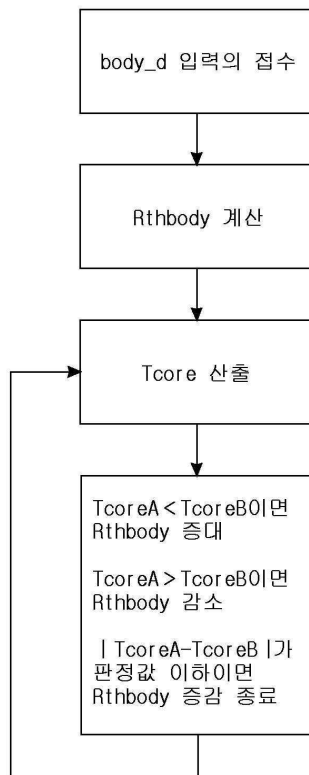
(b)



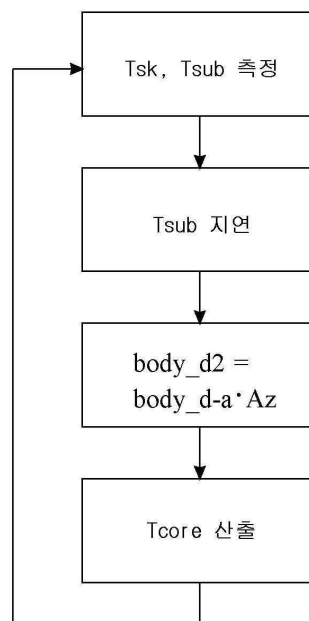
도면18



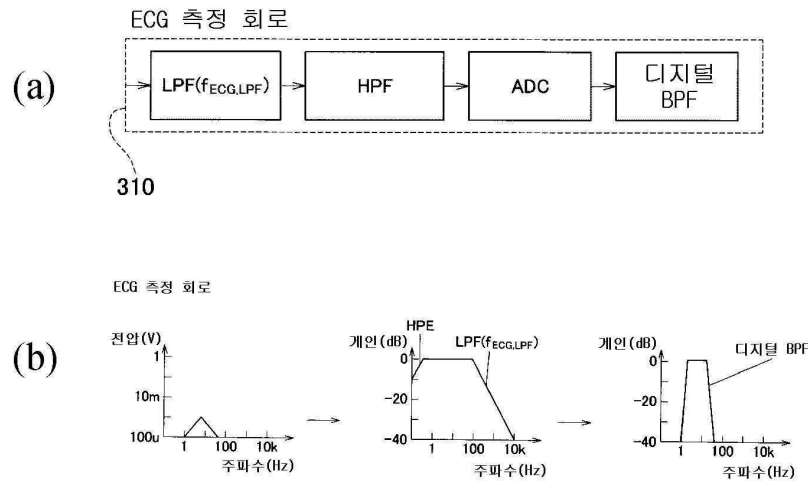
도면19a



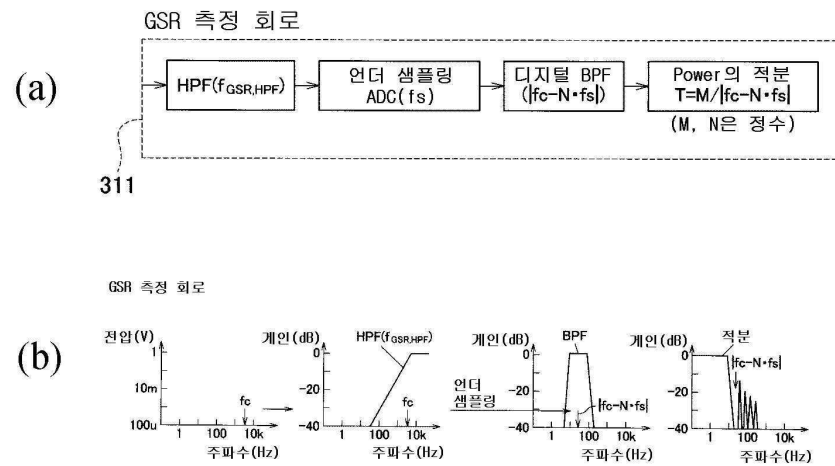
도면19b



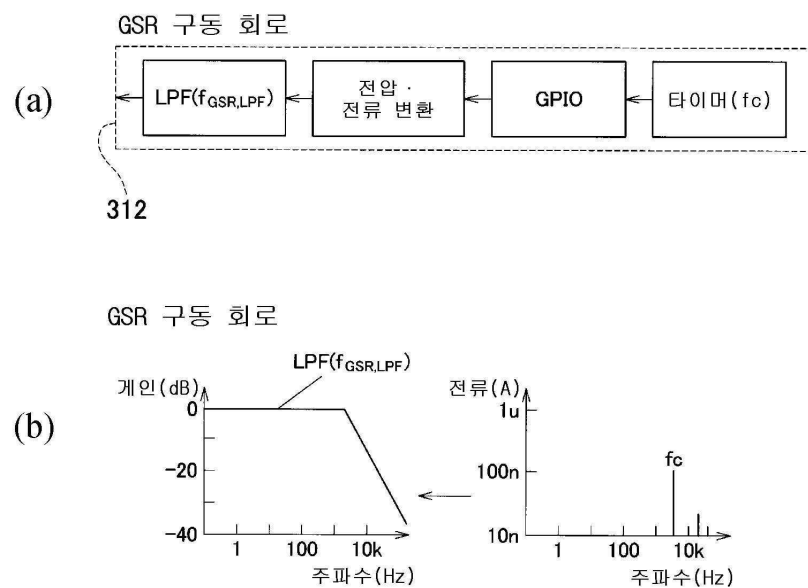
도면20



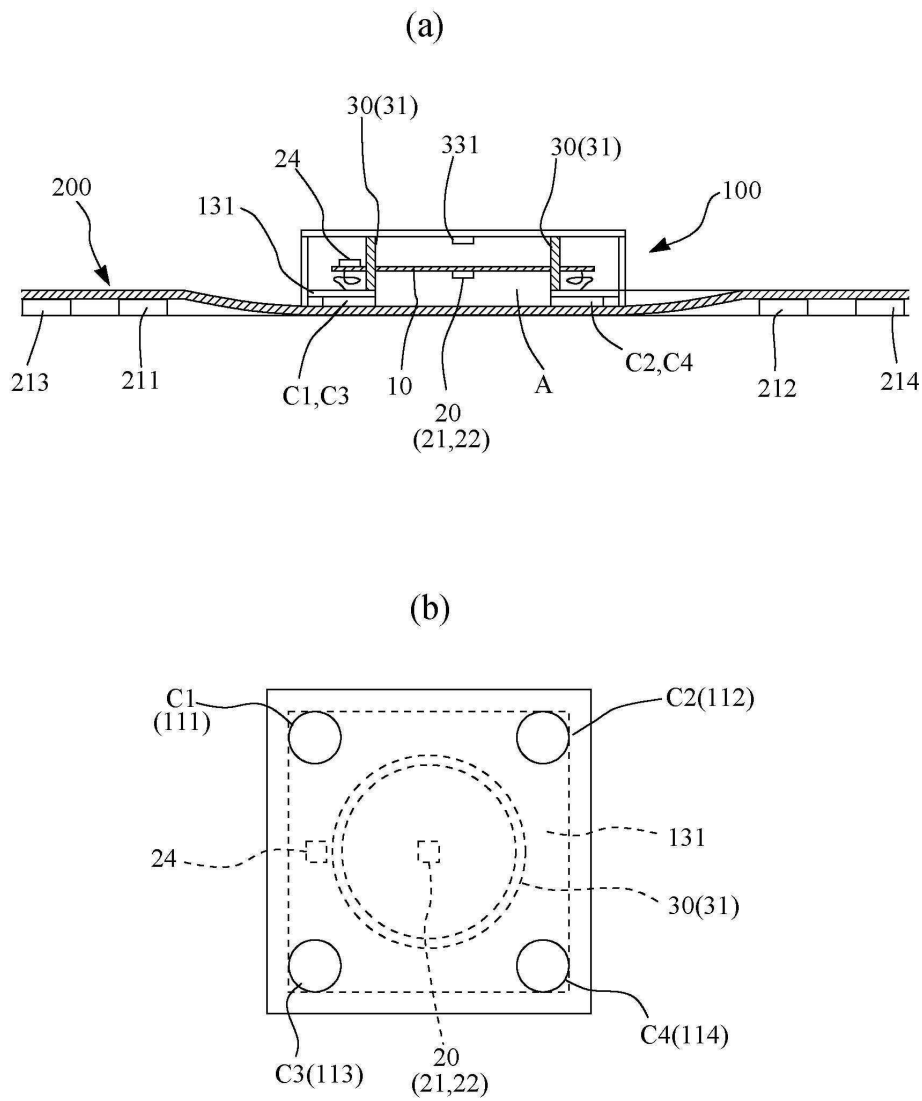
도면21



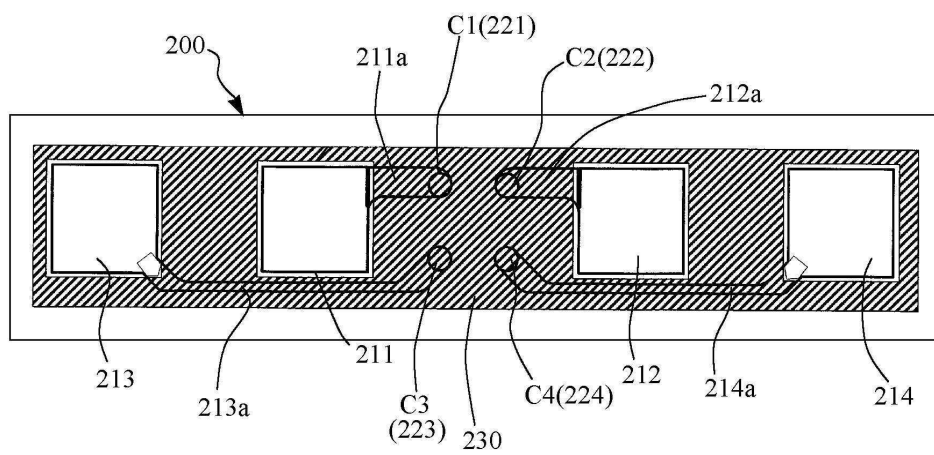
도면22



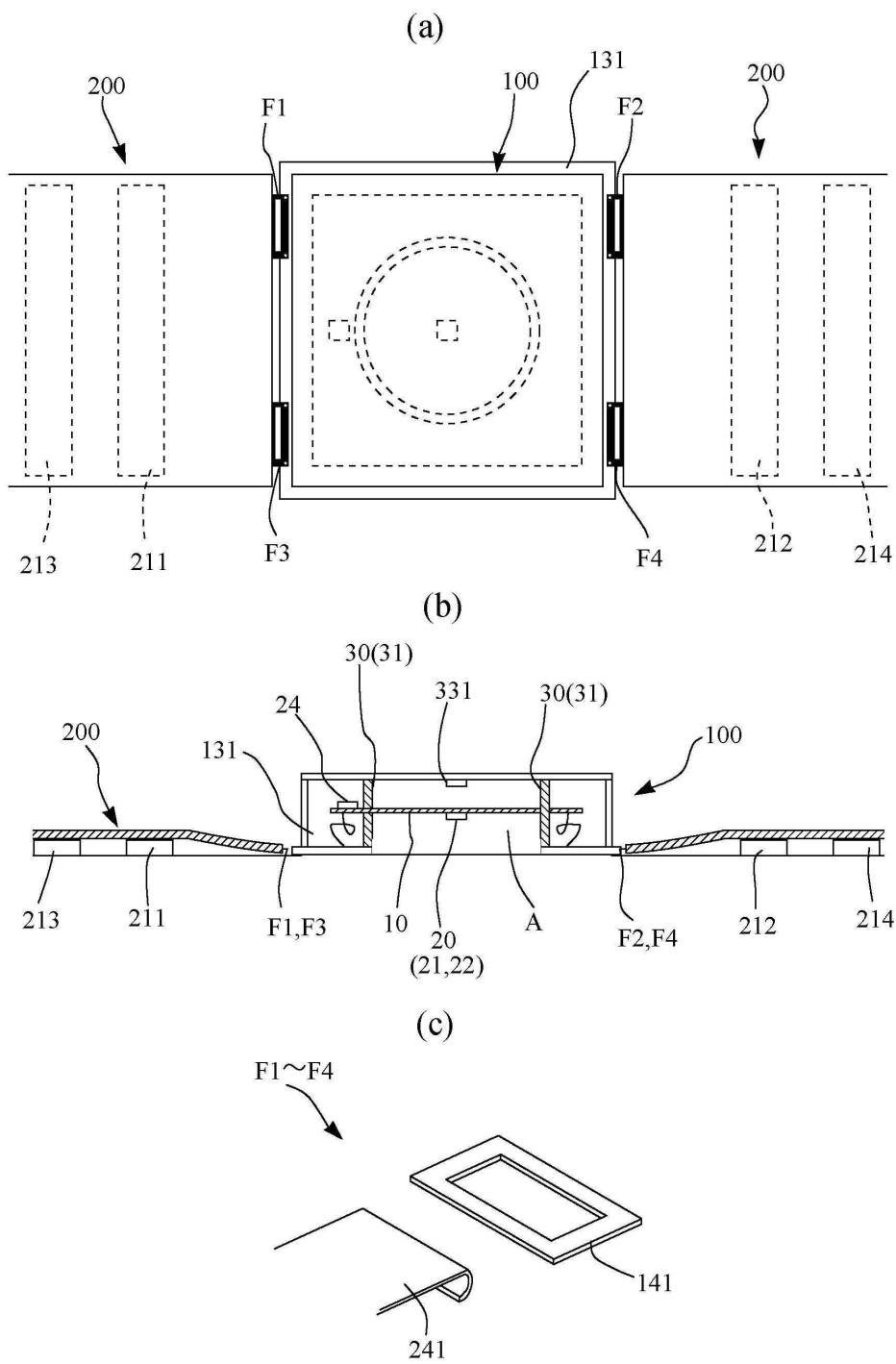
도면23



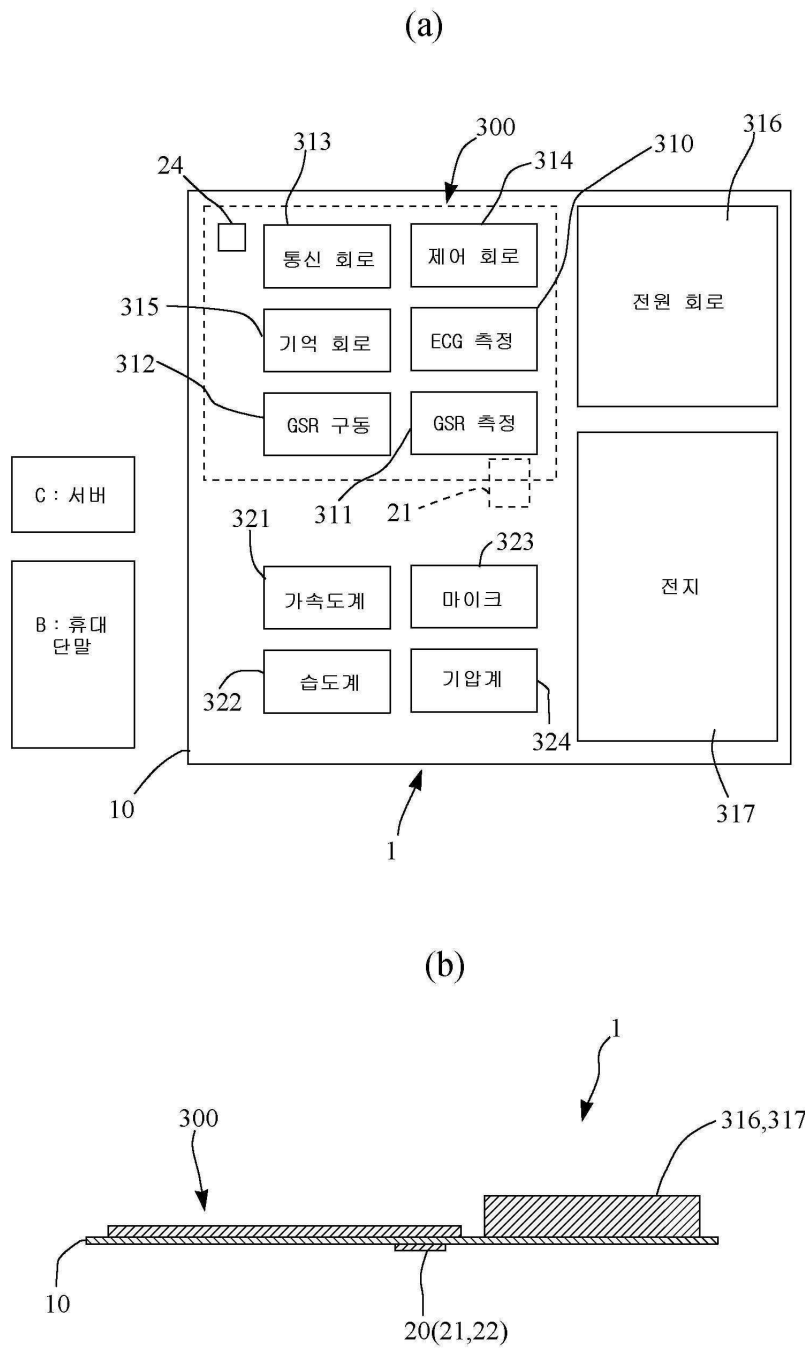
도면24



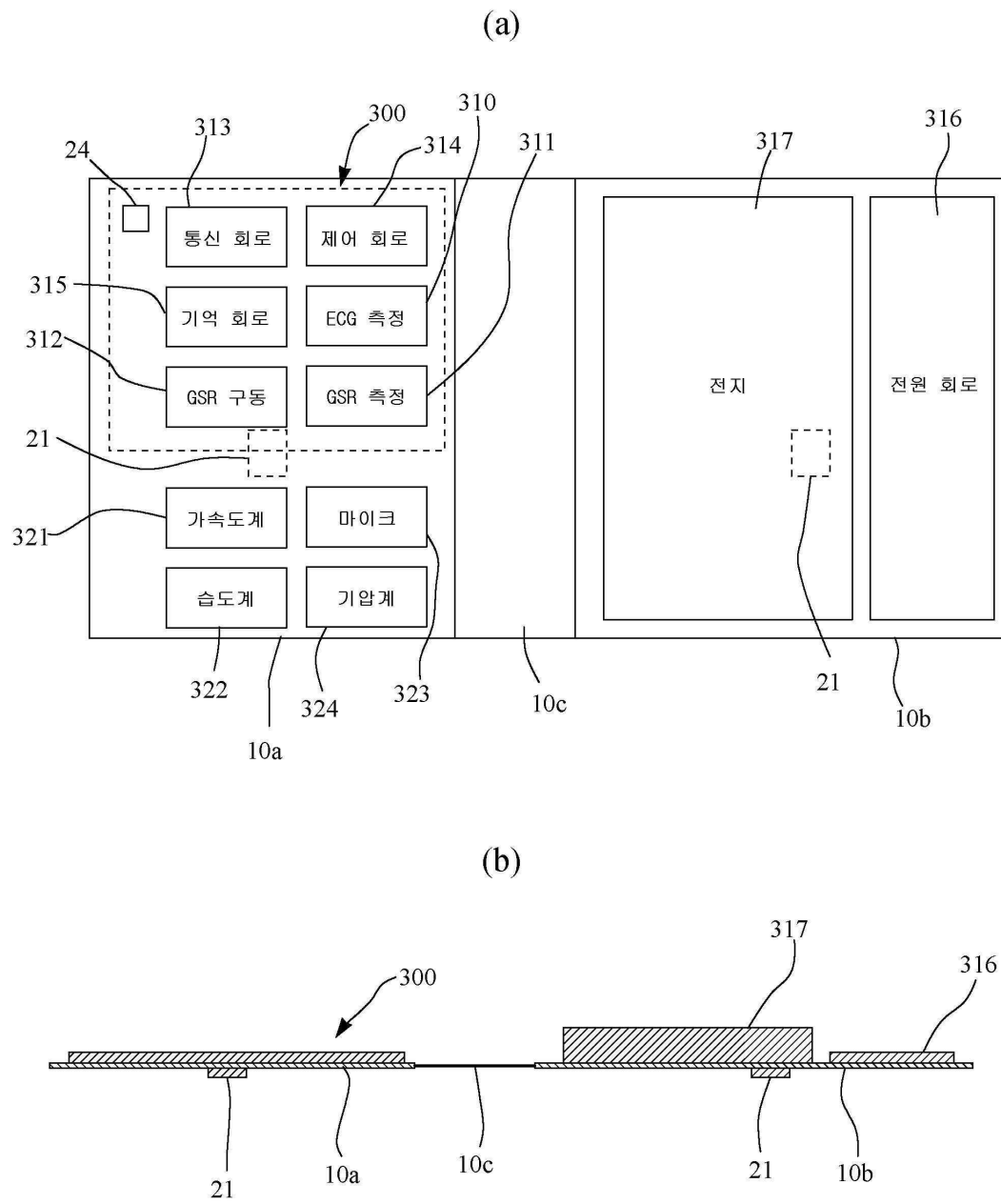
도면25



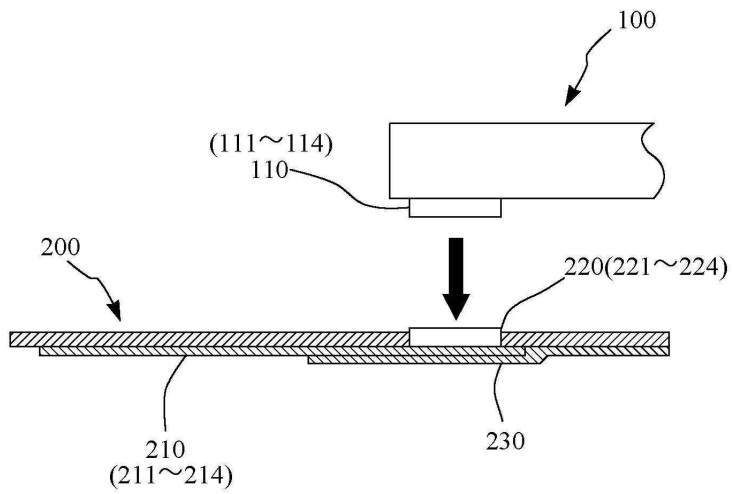
도면26



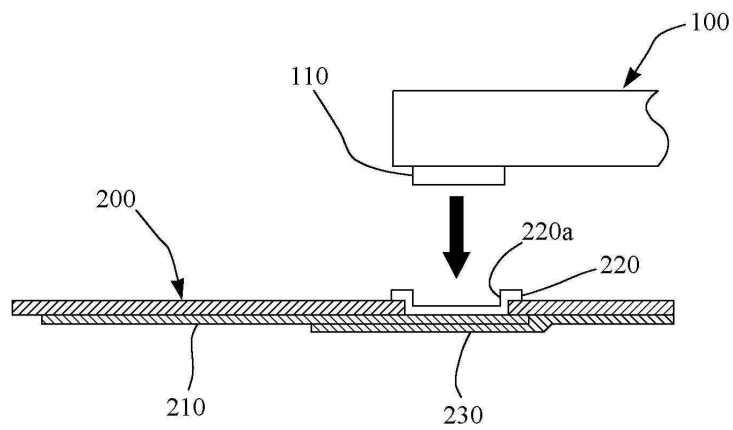
도면27



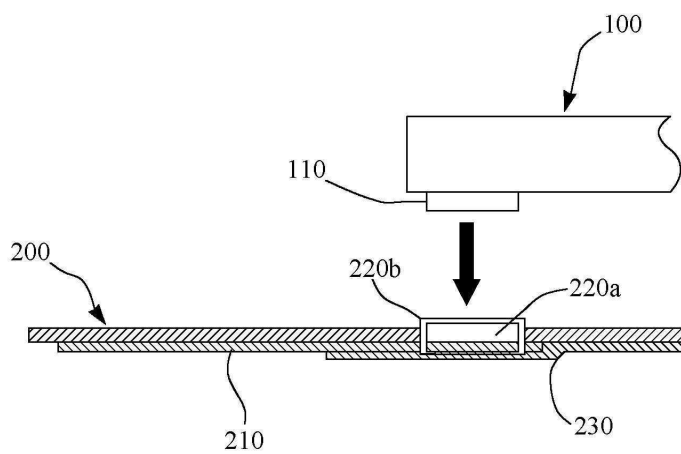
도면28a



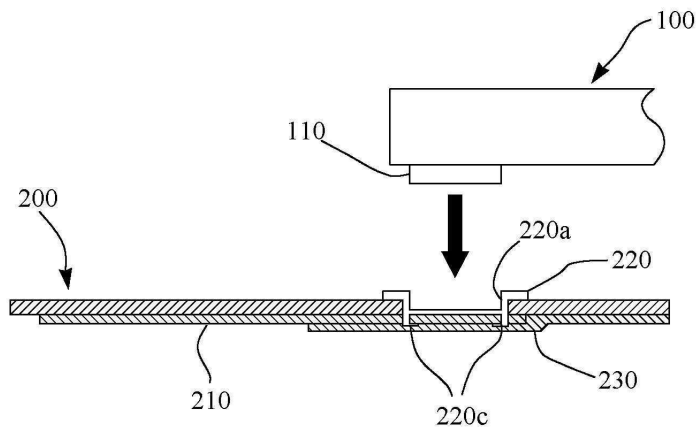
도면28b



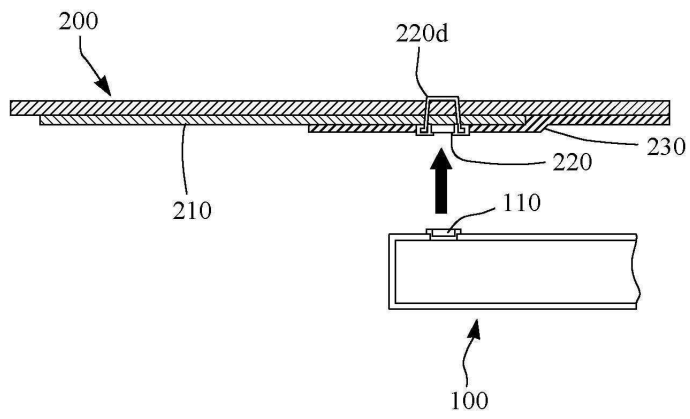
도면28c



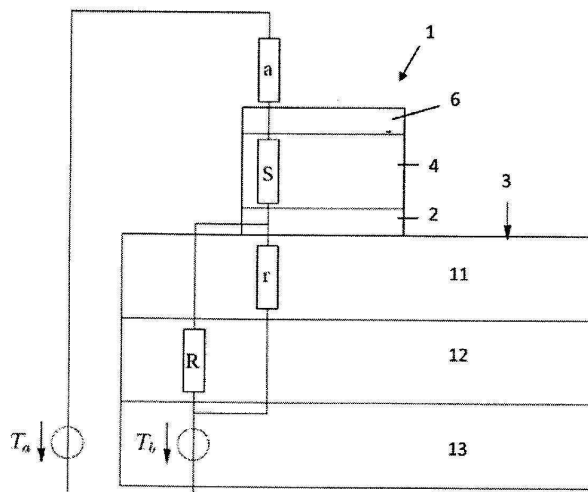
도면28d



도면28e

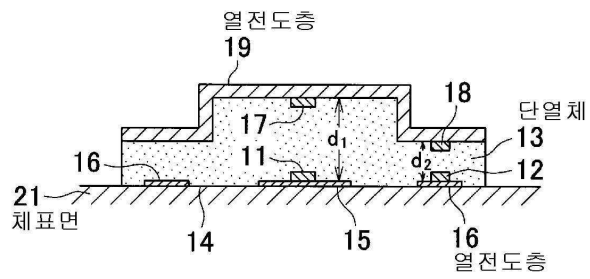


도면29



도면30

11,12,17,18 : 온도 센서



도면31

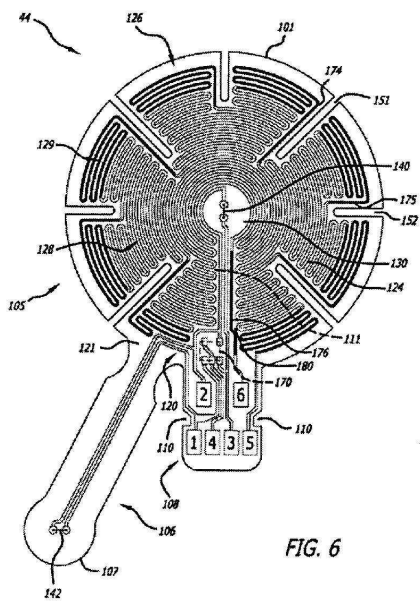


FIG. 6

专利名称(译)	生物识别数据测量装置		
公开(公告)号	KR1020190064511A	公开(公告)日	2019-06-10
申请号	KR1020180151454	申请日	2018-11-29
[标]发明人	다나카아키오		
发明人	다나카 아키오 찬 춘 킷 히구치 고헤이		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/0006 A61B5/0008 A61B5/0402 A61B5/053		
优先权	2017231112 2017-11-30 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的生物数据测定装置包括：基板，该基板通过由隔热材料构成的支撑部件配置在与体表BS隔开间隔的位置上，从而在被测定物的体表之间产生空气层。基板|基板具有：温度计，该温度计包含用于测量体表温度的放射温度计；以及基板|基板温度计，其用于测量基板|基板的基板|基板温度，并且能够对芯温度进行深度测量。

