

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7639939号
(P7639939)

(45)発行日 令和7年3月5日(2025.3.5)

(24)登録日 令和7年2月25日(2025.2.25)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/01 (2006.01)

A 6 1 B 5/01 1 0 0

G 0 1 K 13/20 (2021.01)

G 0 1 K 13/20 3 4 1

請求項の数 6 (全15頁)

(21)出願番号	特願2023-567430(P2023-567430)	(73)特許権者	000004226
(86)(22)出願日	令和3年12月16日(2021.12.16)		日本電信電話株式会社
(86)国際出願番号	PCT/JP2021/046505		東京都千代田区大手町一丁目5番1号
(87)国際公開番号	WO2023/112251	(74)代理人	100098394
(87)国際公開日	令和5年6月22日(2023.6.22)		弁理士 山川 茂樹
審査請求日	令和6年5月30日(2024.5.30)	(74)代理人	100153006
			弁理士 小池 勇三
		(74)代理人	100064621
			弁理士 山川 政樹
		(74)代理人	100121669
			弁理士 本山 泰
		(72)発明者	田中 雄次郎
			東京都千代田区大手町一丁目5番1号
			日本電信電話株式会社内
		(72)発明者	松永 大地

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 温度測定装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体から伝わる熱流の大きさを測定するように構成されたセンサ部と、
前記センサ部によって測定された熱流の大きさに基づいて前記生体の内部温度を算出するように構成された電子回路部とを備え、
前記センサ部は、
周縁部が前記生体と接するように配置された中空構造の熱伝導体と、
前記生体と前記熱伝導体との間の空間を満たすように配置された第1の被覆材と、
前記生体から伝わる熱流の大きさを測定するように前記第1の被覆材に設けられた検出部と、

前記熱伝導体を覆うように配置された第2の被覆材とを備えることを特徴とする温度測定装置。

【請求項2】

請求項1記載の温度測定装置において、
前記電子回路部は、前記センサ部の横の前記第2の被覆材の内部に設けられることを特徴とする温度測定装置。

【請求項3】

請求項1記載の温度測定装置において、
前記電子回路部は、前記センサ部の上の前記第2の被覆材の内部に設けられることを特徴とする温度測定装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の温度測定装置において、
外側の前記第 2 の被覆材を覆うように設けられた筐体をさらに備えることを特徴とする温度測定装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の温度測定装置において、
前記検出部は、
前記生体と向かい合う前記第 1 の被覆材の面に設けられ、前記生体の表面の温度を計測するように構成された第 1 の温度センサと、
前記第 1 の温度センサの直上の前記第 1 の被覆材の内部の温度を計測するように構成された第 2 の温度センサとから構成され、
前記電子回路部は、前記第 1、第 2 の温度センサの計測結果に基づいて前記生体の内部温度を算出することを特徴とする温度測定装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の温度測定装置において、
前記検出部は、
前記生体と向かい合う前記第 1 の被覆材の面に設けられ、前記生体の表面の温度を計測するように構成された温度センサと、
前記生体と向かい合う前記第 1 の被覆材の面に設けられ、前記生体から前記センサ部に流入する熱流束を計測するように構成された熱流束センサとから構成され、
前記電子回路部は、前記温度センサと前記熱流束センサの計測結果に基づいて前記生体の内部温度を算出することを特徴とする温度測定装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の内部温度を非侵襲に精度良く測定する温度測定装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来から、生体の深部体温を非侵襲に測定する技術が知られている。例えば、非特許文献 1 には、外気と生体における疑似的な一次元モデルを仮定して、生体の深部体温を推定する技術が開示されている。

30

【0003】

非特許文献 1 に関示された技術では、図 17 に示すように生体 100 とセンサ 101 の伝熱の 1 次元モデルを仮定して、生体 100 の深部体温 T_{body} を推定する。図 1 において、 T_{air} は外気の温度、 H_{signal} はセンサ 101 に流入する熱流束、 R_{air} は熱流束 H_{signal} が外気へ移動するときの熱抵抗、 T_{skin} はセンサ 101 が測る生体 100 の皮膚表面の温度、 T_t は生体 100 と接する面と反対側のセンサ 101 の上面の温度である。生体 100 の深部体温 T_{body} は、式 (1) を用いて推定できる。

$$T_{body} = T_{skin} + R_{sensor} \times H_{signal} \quad \dots (1)$$

40

【0004】

比例係数 R_{sensor} は、測定開始時や測定途中に鼓膜温度計によって測定した鼓膜温度や直腸温度計によって測定した直腸温度、あるいは体温計によって測定した腋窩温度を深部温度 T_{body} (参照温度) として式 (1) に代入することにより、次式のように求めることができる。

$$R_{sensor} = (T_{body} - T_{skin}) / (T_{skin} - T_t) \quad \dots (2)$$

【0005】

したがって、皮膚表面の温度 T_{skin} とセンサ 101 に流入する熱流束 H_{signal} とを計測することで、式 (1) により生体の深部温度 T_{body} を推定することができる。

しかしながら、非特許文献 1 に関示された技術のように生体 100 の伝熱モデルとして

50

1次元モデルを仮定した場合、風の発生や外気温度の変化などにより、図17に示すようにセンサ101に流入すべき熱が本来通る流れを逸脱して横方向に移動する熱流束 H_{Leak} が生じる。風や外気温度によってセンサ101と外気との間の熱抵抗が変化し、センサ101から逸れる熱流束 H_{Leak} が発生すると、本来測定されるべき熱流束が H_{signal} から H'_{signal} に減少する。

【0006】

以上のように、生体100に風が当たったり外気温度が変化したりすると、伝熱の1次元モデルが成立しなくなる。このため、従来の技術では、風の発生や外気温度の変化によって深部体温 T_{body} の推定に誤差が生じるという課題があった。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0007】

【文献】H.-C. Gunga, et al., "The Double Sensor. A non-invasive device to continuously monitor core temperature in humans on earth and in space", Respiratory Physiology & Neurobiology, 2009

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、上記課題を解決するためになされたもので、センサと外気との間の熱抵抗の変化を抑制し、生体の内部温度を精度良く測定することができる温度測定装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の温度測定装置は、生体から伝わる熱流の大きさを測定するように構成されたセンサ部と、前記センサ部によって測定された熱流の大きさに基づいて前記生体の内部温度を算出するように構成された電子回路部とを備え、前記センサ部は、周縁部が前記生体と接するように配置された中空構造の熱伝導体と、前記生体と前記熱伝導体との間の空間を満たすように配置された第1の被覆材と、前記生体から伝わる熱流の大きさを測定するように前記第1の被覆材に設けられた検出部と、前記熱伝導体を覆うように配置された第2の被覆材とを備えることを特徴とするものである。

【0010】

また、本発明の温度測定装置の1構成例において、前記電子回路部は、前記センサ部の横の前記第2の被覆材の内部に設けられることを特徴とするものである。

また、本発明の温度測定装置の1構成例において、前記電子回路部は、前記センサ部の上の前記第2の被覆材の内部に設けられることを特徴とするものである。

また、本発明の温度測定装置の1構成例は、外側の前記第2の被覆材を覆うように設けられた筐体をさらに備えることを特徴とするものである。

【0011】

また、本発明の温度測定装置の1構成例において、前記検出部は、前記生体と向かい合う前記第1の被覆材の面に設けられ、前記生体の表面の温度を計測するように構成された第1の温度センサと、前記第1の温度センサの直上の前記第1の被覆材の内部の温度を計測するように構成された第2の温度センサとから構成され、前記電子回路部は、前記第1、第2の温度センサの計測結果に基づいて前記生体の内部温度を算出することを特徴とするものである。

また、本発明の温度測定装置の1構成例において、前記検出部は、前記生体と向かい合う前記第1の被覆材の面に設けられ、前記生体の表面の温度を計測するように構成された温度センサと、前記生体と向かい合う前記第1の被覆材の面に設けられ、前記生体から前記センサ部に流入する熱流束を計測するように構成された熱流束センサとから構成され、前記電子回路部は、前記温度センサと前記熱流束センサの計測結果に基づいて前記生体の内部温度を算出することを特徴とするものである。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【００１２】

本発明によれば、検出部から離れた所に熱伝導体を設けることにより、生体の熱を熱伝導体を介して輸送し、検出部の上部の温度を上昇させることで、外気と生体における疑似的な一次元モデルを逸脱する横方向の熱流速を抑制することができるので、センサ部の周囲の温度が変化したり風が生じたりしている場合でも、生体の内部温度を精度良く測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１３】

【図１】図１は、本発明の第１の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図である。

10

【図２】図２は、本発明の第１の実施例に係る温度測定装置の外観図である。

【図３】図３は、本発明の第１の実施例に係る熱伝導体の一部切り欠き斜視断面図である。

【図４】図４は、本発明の第１の実施例に係る温度測定装置の動作を説明するフローチャートである。

【図５Ａ - ５Ｄ】図５Ａ - 図５Ｄは、本発明の第１の実施例に係る温度測定装置の生体への装着例を示す図である。

【図６Ａ - ６Ｃ】図６Ａ - 図６Ｃは、本発明の第１の実施例に係る温度測定装置の生体への装着例を示す図である。

【図７】図７は、本発明の第１の実施例に係る温度測定装置によって推定した深部体温と鼓膜温度計によって計測した鼓膜温とを示す図である。

20

【図８】図８は、本発明の第１の実施例に係る温度測定装置によって推定した深部体温と鼓膜温度計によって計測した鼓膜温の時間変化を示す図である。

【図９】図９は、本発明の第２の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図である。

【図１０】図１０は、本発明の第２の実施例に係る温度測定装置の外観図である。

【図１１】図１１は、本発明の第２の実施例に係る温度測定装置の動作を説明するフローチャートである。

【図１２】図１２は、本発明の第３の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図である。

【図１３】図１３は、本発明の第３の実施例に係る温度測定装置の外観図である。

【図１４】図１４は、本発明の第４の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図である。

【図１５】図１５は、本発明の第４の実施例に係る温度測定装置の外観図である。

30

【図１６】図１６は、本発明の第１～第４の実施例に係る温度測定装置を実現するコンピュータの構成例を示すブロック図である。

【図１７】図１７は、生体とセンサの熱等価回路モデルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１４】

〔第１の実施例〕

以下、本発明の実施例について図面を参照して説明する。図１は本発明の第１の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図、図２は温度測定装置の外観図である。温度測定装置１０２は、生体１００から伝わる熱流の大きさを測定するセンサ部１と、測定された熱流の大きさに基づいて生体１００の深部体温 T_{body} （内部温度）を算出する電子回路部２とから構成される。

40

【００１５】

センサ部１は、周縁部が生体１００と接するように配置され、生体１００からの熱流束をセンサ部１の上部に輸送する中空構造の熱伝導体１０と、生体１００と熱伝導体１０との間の空間を満たすように配置された被覆材１１と、生体１００と向かい合う被覆材１１の面に設けられ、生体１００の皮膚表面の温度 T_{skin} を計測する温度センサ１２と、温度センサ１２の直上の被覆材１１の内部の温度 T_t を計測する温度センサ１３と、熱伝導体１０を覆うように配置された被覆材１４と、熱伝導体１０と被覆材１１、１４と温度センサ１２、１３とを収容する筐体１５とを備えている。温度センサ１２、１３は、熱流の大きさを測定する検出部１８を構成している。

50

【 0 0 1 6 】

電子回路部 2 は、データの記憶のための記憶部 2 0 と、温度センサ 1 2 , 1 3 の測定結果に基づいて生体 1 0 0 の深部体温 T_{body} を算出する演算部 2 1 と、深部体温 T_{body} のデータを外部端末に送信する通信部 2 2 と、記憶部 2 0 へのデータの読み書きや通信を制御する制御部 2 3 と、記憶部 2 0 と演算部 2 1 と通信部 2 2 と制御部 2 3 とに電力を供給する電源部 2 4 と、記憶部 2 0 と演算部 2 1 と通信部 2 2 と制御部 2 3 と電源部 2 4 とを収容する筐体 2 5 とを備えている。

【 0 0 1 7 】

センサ部 1 は、被覆材 1 1 と熱伝導体 1 0 とが生体 1 0 0 の皮膚と接触するように装着される。例えば生体適合性に優れた両面テープやシリコンラバーを用いてセンサ部 1 を生体 1 0 0 に装着することが望ましい。温度センサ 1 2 , 1 3 としては、例えば、サーミスタ、熱電対、白金抵抗体、IC (Integrated Circuit) 温度センサなどを用いることができる。

10

【 0 0 1 8 】

温度センサ 1 3 は、温度センサ 1 2 の直上に配置される。温度センサ 1 2 , 1 3 の間隔が測定中に変化すると、比例係数 R_{sensor} が変化し、生体 1 0 0 の深部体温 T_{body} の推定に誤差が生じるため、温度センサ 1 2 , 1 3 を被覆材 1 1 を用いて保持する。熱の漏れを考慮すると、被覆材 1 1 としては、熱伝導体 1 0 よりも熱伝導率が小さい材料を使用することが必要であり、生体 1 0 0 の熱伝導率 ($0.2 \sim 0.5 \text{ W/m}^2$) と同程度の熱伝導率の材料を使用することが望ましい。

20

【 0 0 1 9 】

さらに、被覆材 1 1 は、熱伝導体 1 0 と温度センサ 1 2 , 1 3 との相対的位置関係を保持する。図 3 は熱伝導体 1 0 の一部切り欠き斜視断面図である。熱伝導体 1 0 は、生体 1 0 0 から離れた天面の面積が生体 1 0 0 側の底面の面積よりも小さい円錐台の形状である。熱伝導体 1 0 を構成する材料としては、熱流束を効率良く輸送するために熱伝導率が高いものが望ましい。例えば、熱伝導体 1 0 は、アルミニウムなどの金属を用いて構成することができる。

【 0 0 2 0 】

また、熱伝導体 1 0 の材料としては金属の他に、金属やグラファイトやカーボンナノチューブなどを含有させた樹脂、金属繊維を所定の形状に編み込んだ材料がある。また、シート状の樹脂の面内にグラファイトやカーボンナノチューブを配向させることで、厚さ方向と垂直な面内方向の熱伝導率が厚さ方向の熱伝導率よりも高い熱伝導異方性と、柔軟性とを有する熱伝導体 1 0 を実現することができる。また、グラファイトやカーボンナノチューブや金属を含有させたグリズ等の液体を熱伝導体 1 0 として用いてもよい。図 1、図 3 で例示したように、熱伝導体 1 0 の天面に貫通孔 1 6 を形成してもよい。

30

【 0 0 2 1 】

熱伝導体 1 0 が温度センサ 1 2 , 1 3 に対して十分に大きい場合、生体 1 0 0 と接する熱伝導体 1 0 の周縁部が温度センサ 1 2 , 1 3 から十分に離れた位置に配置されるので、温度センサ 1 2 , 1 3 の外側において生体 1 0 0 からの熱流束が熱伝導体 1 0 によって集められ、熱伝導体 1 0 の天面に輸送される。このように、熱伝導体 1 0 は、温度センサ 1 2 , 1 3 の外側において生体 1 0 0 からの熱流束を効率良く上方に輸送することで、温度センサ 1 2 , 1 3 から逸れて外気へ流出する熱流束を抑制する機能を果たす。熱伝導体 1 0 は、温度センサ 1 2 , 1 3 から逸れて外気へ流出する熱流束を抑制する効果が、中心線 (図 3 の L) の付近の位置で最も高くなる。したがって、温度センサ 1 2 , 1 3 を熱伝導体 1 0 の中心線 L の近くに配置することが望ましい。

40

【 0 0 2 2 】

上記のとおり、熱伝導体 1 0 の天面に貫通孔 1 6 を形成してもよい。この貫通孔 1 6 の大きさを適宜調整することにより、生体 1 0 0 の深部体温 T_{body} を測定する場合において測定する深さを調整することが可能となる。ただし、熱伝導体 1 0 に貫通孔 1 6 を設けることは本発明において必須の構成要件ではない。

50

【 0 0 2 3 】

被覆材 1 4 の材料としては、被覆材 1 1 と同じものを用いることができる。また、筐体 1 5 , 2 5 の材料として、被覆材 1 1 , 1 4 と同じものを用いてもよい。これら被覆材 1 1 , 1 4 、筐体 1 5 , 2 5 としては、ほとんどの樹脂材料を用いることができる。

【 0 0 2 4 】

被覆材 1 1 , 1 4 と熱伝導体 1 0 と筐体 1 5 として、柔軟性を有する材料を使用すれば、生体 1 0 0 の複雑な形状に合わせて変形することが可能である。同様に、電子回路部 2 についても、ポリイミドなどのフレキシブル基板上に実装し、筐体 2 5 として、柔軟性を有する材料を使用すれば、生体 1 0 0 の形状に合わせて変形することが可能となる。このため、センサ部 1 と電子回路部 2 を生体 1 0 0 に装着することが容易となる。また、生体 1 0 0 への装着感を改善することができる。

10

【 0 0 2 5 】

温度センサ 1 2 , 1 3 と電子回路部 2 との間は配線 3 によって接続されている。図 4 は本実施例の温度測定装置 1 0 2 の動作を説明するフローチャートである。温度センサ 1 2 は、生体 1 0 0 の皮膚表面の温度 T_{skin} を計測する。温度センサ 1 3 は、生体 1 0 0 から遠ざかる位置の被覆材 1 1 の内部の温度 T_t を計測する（図 4 ステップ S 1 0 0 ）。温度センサ 1 2 , 1 3 の計測データは記憶部 2 0 にいったん格納される。

【 0 0 2 6 】

記憶部 2 0 には、比例係数 R_{sensor} が予め記憶されている。演算部 2 1 は、温度 T_{skin} , T_t と比例係数 R_{sensor} とに基づいて、生体 1 0 0 の深部体温 T_{body} を例えば式 (3) により算出する（図 4 ステップ S 1 0 1 ）。

20

$$T_{body} = T_{skin} + R_{sensor} \times (T_{skin} - T_t) \quad \cdots (3)$$

【 0 0 2 7 】

なお、式 (3) のように $T_{skin} - T_t$ を算出することは、式 (1) の熱流束 H_{signal} を算出することに相当する。

通信部 2 2 は、深部体温 T_{body} のデータを例えば P C (Personal Computer) やスマートフォン等からなる外部端末に送信する（図 4 ステップ S 1 0 2 ）。外部端末は、温度測定装置 1 0 2 から受信した深部体温 T_{body} の値を表示する。

【 0 0 2 8 】

温度測定装置 1 0 2 は、以上のステップ S 1 0 0 ~ S 1 0 2 の処理を、例えばユーザから計測終了の指示があるまで（図 4 ステップ S 1 0 3 において Y E S ）、一定時間毎に実施する。

30

【 0 0 2 9 】

図 5 A ~ 図 5 D 、図 6 A ~ 図 6 C に示すように温度測定装置 1 0 2 を生体 1 0 0 の様々な部位に装着することが可能であるが、いずれの場合においても温度測定装置 1 0 2 は生体 1 0 0 の皮膚に直接接触していることが望ましい。

【 0 0 3 0 】

図 5 A の例では、生体用の両面テープを用いて生体 1 0 0 の額に温度測定装置 1 0 2 を貼り付けている。図 5 B の例では、生体 1 0 0 の鎖骨の位置に温度測定装置 1 0 2 を貼り付けている。

40

【 0 0 3 1 】

図 5 C 、図 5 D の例では、伸縮性を有するバンド 1 0 3 を用いて生体 1 0 0 の腋窩部に温度測定装置 1 0 2 を装着している。図 6 A の例では、生体 1 0 0 の大腿部に温度測定装置 1 0 2 を装着している。図 6 B の例では、生体 1 0 0 の上腕に温度測定装置 1 0 2 を装着している。図 6 C の例では、生体 1 0 0 の手首に温度測定装置 1 0 2 を装着している。図 5 C 、図 5 D 、図 6 A ~ 図 6 C の例では、バンド 1 0 3 を用いているが、生体 1 0 0 が着用するコンプレッションウェアによる圧力によって生体 1 0 0 に温度測定装置 1 0 2 を装着してもよい。

【 0 0 3 2 】

深部体温推定に用いる比例係数 R_{sensor} については、前述のように鼓膜温度や直腸

50

温度や腋窩温度等を他のセンサにより測定することにより事前に求めておくことができる。比例係数 R_{sensor} を求める参照温度として腋窩温度を用いる場合には、市販されている体温計を数分程度の間、生体 100 の腋窩部に装着し、温度 T_{skin} と T_t とが同程度になった時の温度を参照温度とすればよい。

【0033】

本実施例では、センサ部 1 を、直径 D が 30 mm、厚さ t が 4 mm の円柱状とした場合、熱伝導体 10 を、熱伝導率が 1 W/m^2 以上の材料からなるものとすればよい。熱伝導体 10 を円錐台状とし、貫通孔 16 の直径 d_1 を 8 mm 程度、熱伝導体 10 の外縁の直径 d_2 を 16 mm ~ 30 mm 程度、熱伝導体 10 の厚さ t_2 を 1 mm 以上、被覆材 11, 14 を熱伝導率が 0.2 W/m^2 程度の材料からなるものとし、筐体 15 を被覆材 11, 14 と同じ材料からなるものとし、筐体 15 の厚さを 0.5 mm 程度、温度センサ 12 と 13 の間隔を 2 mm 程度とすると、およそ ± 0.1 の精度で深部体温 T_{body} を測定することができる。なお、センサ部 1 の直径 D を 26 mm 以下にする場合には、熱伝導体 10 の熱伝導率を 10 W/m^2 以上にする必要がある。

【0034】

図 7 に、本実施例の温度測定装置 102 を生体 100 の額に装着して推定した深部体温 T_{body} と、比較のために鼓膜温度計によって計測した深部温度（鼓膜温） T_e とを示す。図 7 の 70, 71, 72 は、それぞれ異なる生体 100 を対象とする結果を示している。また、図 8 に、温度測定装置 102 によって推定した深部体温 T_{body} と鼓膜温 T_e の時間変化を示す。図 7、図 8 によれば、鼓膜温 T_e に近い推定結果が本実施例によって得られていることが分かる。

【0035】

[第 2 の実施例]

次に、本発明の第 2 の実施例について説明する。図 9 は本発明の第 2 の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図、図 10 は温度測定装置の外観図である。本実施例の温度測定装置 102 a は、センサ部 1 a と、電子回路部 2 a とから構成される。

【0036】

本実施例は、第 1 の実施例のセンサ部 1 の温度センサ 13 の代わりに、生体 100 と向かい合うセンサ部 1 a の被覆材 11 の面に熱流束センサ 17 を設けたものである。温度センサ 12 と熱流束センサ 17 は、熱流の大きさを測定する検出部 18 a を構成している。センサ部 1 a の他の構成は、センサ部 1 と同じである。

電子回路部 2 a は、記憶部 20 と、演算部 21 a と、通信部 22 と、制御部 23 と、電源部 24 と、筐体 25 とを備えている。

【0037】

図 11 は本実施例の温度測定装置 102 a の動作を説明するフローチャートである。第 1 の実施例と同様に、温度センサ 12 は、生体 100 の皮膚表面の温度 T_{skin} を計測する（図 11 ステップ S100 a）。

【0038】

熱流束センサ 17 は、生体 100 からセンサ部 1 a に流入する熱流束 H_{signal} を計測する（図 11 ステップ S104）。温度センサ 12 と熱流束センサ 17 の計測データは記憶部 20 にいったん格納される。

【0039】

第 1 の実施例と同様に、記憶部 20 には、比例係数 R_{sensor} が予め記憶されている。演算部 21 a は、温度 T_{skin} と熱流束 H_{signal} と比例係数 R_{sensor} とに基づいて、生体 100 の深部体温 T_{body} を例えば式（1）により算出する（図 11 ステップ S101 a）。

通信部 22 は、深部体温 T_{body} のデータを外部端末に送信する（図 11 ステップ S102）。

【0040】

温度測定装置 102 a は、以上のステップ S100 a, S104, S101 a, S10

10

20

30

40

50

２の処理を、例えばユーザから計測終了の指示があるまで（図１１ステップＳ１０３においてＹＥＳ）、一定時間毎に実施する。

こうして、本実施例では、第１の実施例と同様の効果を得ることができる。

【００４１】

[第３の実施例]

次に、本発明の第３の実施例について説明する。図１２は本発明の第３の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図、図１３は温度測定装置の外観図である。本実施例の温度測定装置１０２ｂは、センサ部１と電子回路部２とを同一の筐体１５ｂ内に格納したものである。本実施例では、電子回路部２を、センサ部１の熱伝導体１０を覆う被覆材１４の内部に設けている。

10

【００４２】

なお、センサ部１の代わりに第２の実施例のセンサ部１ａを設け、電子回路部２の代わりに第２の実施例の電子回路部２ａを設けるようにしてもよい。温度測定装置１０２ｂの動作は、第１の実施例または第２の実施例と同じである。

【００４３】

[第４の実施例]

次に、本発明の第４の実施例について説明する。図１４は本発明の第４の実施例に係る温度測定装置の構成を示す図、図１５は温度測定装置の外観図である。本実施例の温度測定装置１０２ｃは、センサ部１の上に電子回路部２を設け、センサ部１と電子回路部２とを同一の筐体１５ｃ内に格納したものである。本実施例では、電子回路部２を、センサ部１の熱伝導体１０を覆う被覆材１４の内部に設けている。

20

【００４４】

本実施例によれば、温度測定装置１０２ｃの設置面積を小さくすることができる。なお、センサ部１の代わりに第２の実施例のセンサ部１ａを設け、電子回路部２の代わりに第２の実施例の電子回路部２ａを設けるようにしてもよい。温度測定装置１０２ｃの動作は、第１の実施例または第２の実施例と同じである。

【００４５】

第１～第４の実施例で説明した記憶部２０と演算部２１、２１ａと通信部２２と制御部２３とは、ＣＰＵ（Central Processing Unit）、記憶装置及びインタフェースを備えたコンピュータと、これらのハードウェア資源を制御するプログラムによって実現することができる。このコンピュータの構成例を図１６に示す。

30

【００４６】

コンピュータは、ＣＰＵ２００と、記憶装置２０１と、インタフェース装置（Ｉ／Ｆ）２０２とを備えている。Ｉ／Ｆ２０２には、温度センサ１２、１３、熱流束センサ１７、通信部２２のハードウェア等が接続される。このようなコンピュータにおいて、本発明の温度測定方法を実現させるためのプログラムは、記憶装置２０１に格納される。ＣＰＵ２００は、記憶装置２０１に格納されたプログラムに従って第１～第４の実施例で説明した処理を実行する。

【産業上の利用可能性】

【００４７】

本発明は、生体の内部温度を非侵襲に測定する技術に適用することができる。

40

【符号の説明】

【００４８】

１，１ａ…センサ部、２，２ａ…電子回路部、１０…熱伝導体、１１，１４…被覆材、１２，１３…温度センサ、１５，１５ｂ，１５ｃ，２５…筐体、１７…熱流束センサ、１８，１８ａ…検出部、２０…記憶部、２１，２１ａ…演算部、２２…通信部、２３…制御部、２４…電源部、１０２，１０２ａ～１０２ｃ…温度測定装置。

50

【図 5 A】

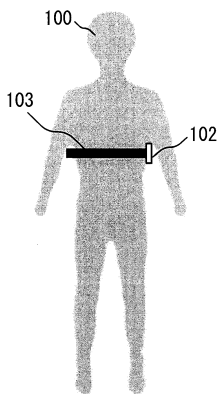


【図 5 B】

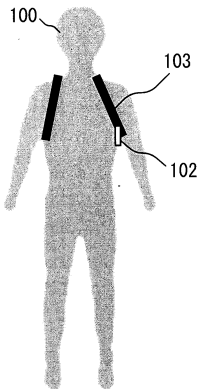


10

【図 5 C】



【図 5 D】



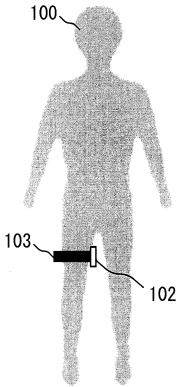
20

30

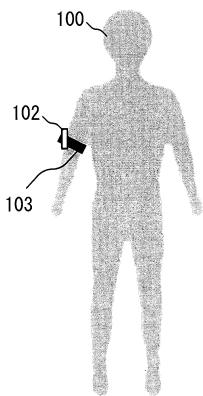
40

50

【図 6 A】

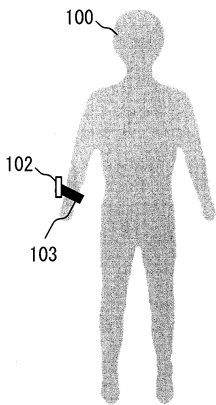


【図 6 B】

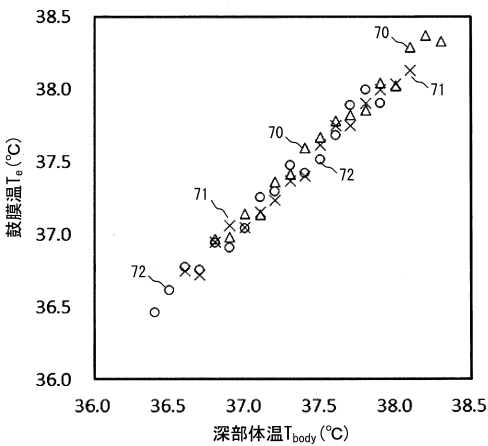


10

【図 6 C】



【図 7】



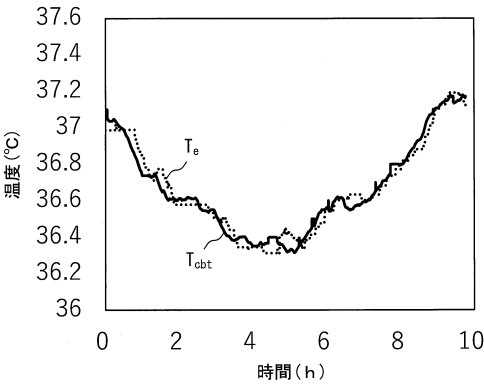
20

30

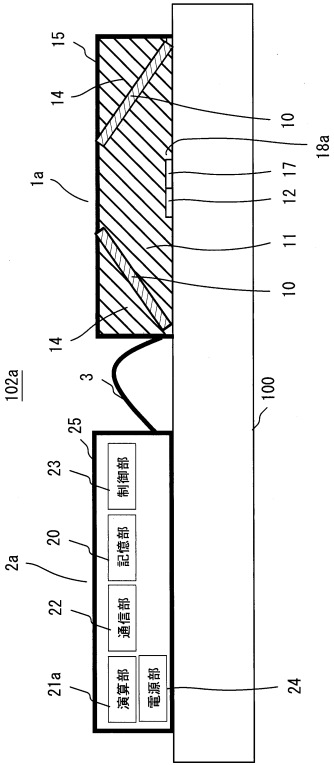
40

50

【図 8】



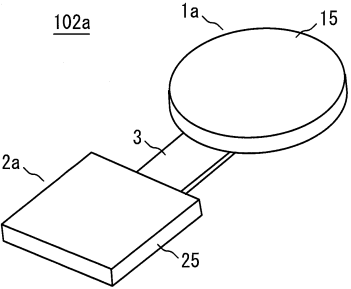
【図 9】



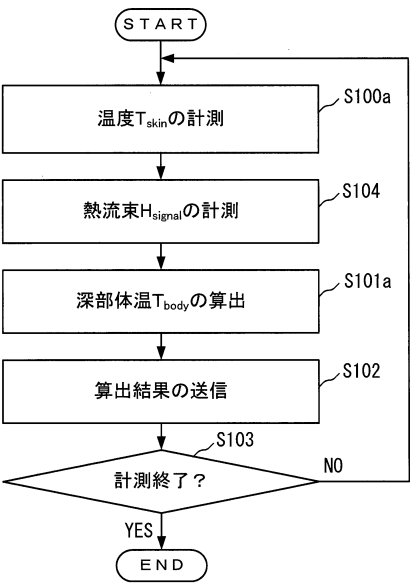
10

20

【図 10】



【図 11】

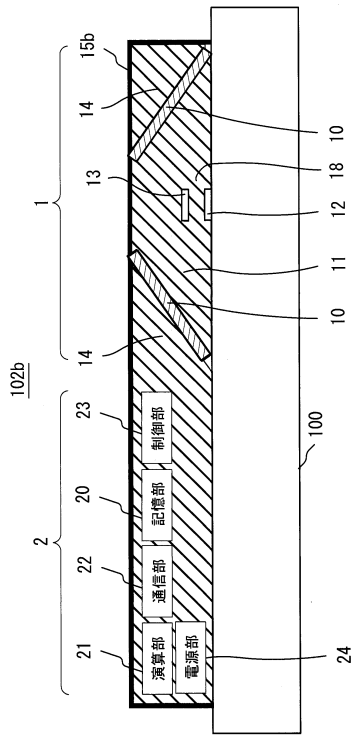


30

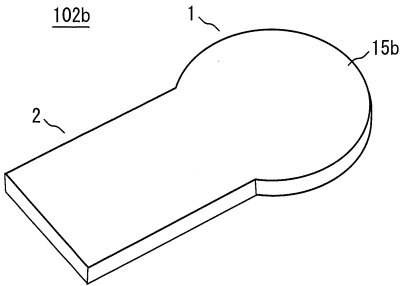
40

50

【図 1 2】



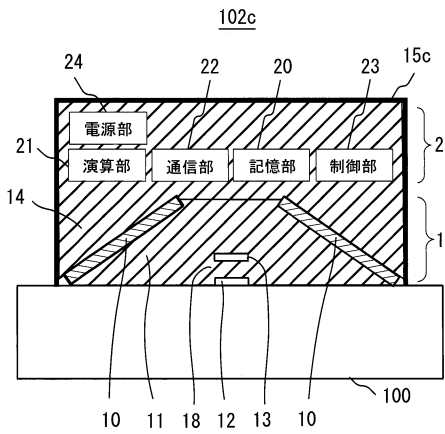
【図 1 3】



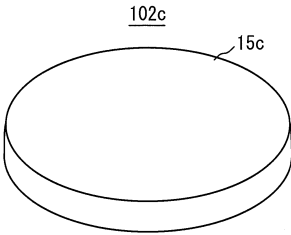
10

20

【図 1 4】



【図 1 5】

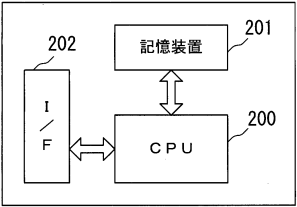


30

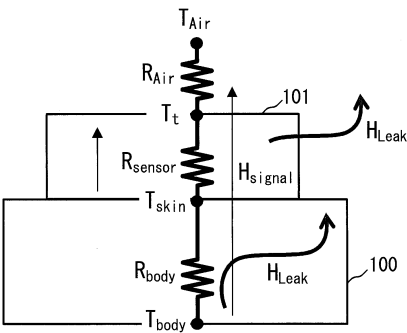
40

50

【図 1 6】



【図 1 7】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

東京都千代田区大手町一丁目 5 番 1 号 日本電信電話株式会社内

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特開 2 0 2 0 - 1 7 6 9 3 4 (J P , A)
特開昭 6 1 - 1 2 0 0 2 7 (J P , A)
特開昭 6 3 - 5 8 2 2 3 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 8 / 0 0 0 8 1 4 9 (U S , A 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 1
G 0 1 K 1 3 / 2 0