

(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

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)
(86)(22)出願日	令和3年12月16日(2021.12.16)
(86)国際出願番号	PCT/JP2021/046505
(87)国際公開番号	WO2023/112251
(87)国際公開日	令和5年6月22日(2023.6.22)
審査請求日	令和6年5月30日(2024.5.30)

(73)特許権者	000004226 日本電信電話株式会社 東京都千代田区大手町一丁目5番1号
(74)代理人	100098394 弁理士 山川 茂樹
(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
(72)発明者	日本電信電話株式会社内 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。

【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。

【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。

【0003】

非特許文献 1 に開示された技術では、図 1 7 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。

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

【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 に開示された技術のように生体 100 の伝熱モデルとして

10

20

30

40

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

【0016】

電子回路部2は、データの記憶のための記憶部20と、温度センサ12, 13の測定結果に基づいて生体100の深部体温 T_{body} を算出する演算部21と、深部体温 T_{body} のデータを外部端末に送信する通信部22と、記憶部20へのデータの読み書きや通信を制御する制御部23と、記憶部20と演算部21と通信部22と制御部23とに電力を供給する電源部24と、記憶部20と演算部21と通信部22と制御部23と電源部24とを収容する筐体25とを備えている。

【0017】

センサ部1は、被覆材11と熱伝導体10とが生体100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100に装着することが望ましい。温度センサ12, 13としては、例えば、サーミスター、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

【0018】

温度センサ13は、温度センサ12の直上に配置される。温度センサ12, 13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100の深部体温 T_{body} の推定に誤差が生じるため、温度センサ12, 13を被覆材11を用いて保持する。熱の漏れを考慮すると、被覆材11としては、熱伝導体10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100の熱伝導率(0.2~0.5 W/m²)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

【0019】

さらに、被覆材11は、熱伝導体10と温度センサ12, 13との相対的位置関係を保持する。図3は熱伝導体10の一部切り欠き斜視断面図である。熱伝導体10は、生体100から離れた天面の面積が生体100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10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10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。

【0020】

また、熱伝導体10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10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ス等の液体を熱伝導体10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10の天面に貫通孔16を形成してもよい。

30

【0021】

熱伝導体10が温度センサ12, 13に対して十分に大きい場合、生体100と接する熱伝導体10の周縁部が温度センサ12, 13から十分に離れた位置に配置されるので、温度センサ12, 13の外側において生体100からの熱流束が熱伝導体10によって集められ、熱伝導体10の天面に輸送される。このように、熱伝導体10は、温度センサ12, 13の外側において生体100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12, 13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10は、温度センサ12, 13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12, 13を熱伝導体10の中心線Lの近くに配置することが望ましい。

40

【0022】

上記のとおり、熱伝導体10の天面に貫通孔16を形成してもよい。この貫通孔16の大きさを適宜調整することにより、生体100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10に貫通孔16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

【0023】

被覆材14の材料としては、被覆材11と同じものを用いることができる。また、筐体15, 25の材料として、被覆材11, 14と同じものを用いてもよい。これら被覆材1, 14、筐体15, 25としては、ほとんどの樹脂材料を用いることができる。

【0024】

被覆材11, 14と熱伝導体10と筐体15として、柔軟性を有する材料を使用すれば、生体100の複雑な形状に合わせて変形することができる。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25として、柔軟性を有する材料を使用すれば、生体100の形状に合わせて変形することができる。このため、センサ部1と電子回路部2を生体100に装着することが容易となる。また、生体100への装着感を改善することができる。

10

【0025】

温度センサ12, 13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102の動作を説明するフロー チャートである。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。温度センサ13は、生体100から遠ざかる位置の被覆材11の内部の温度 T_t を計測する(図4ステップS100)。温度センサ12, 13の計測データは記憶部20にいったん格納される。

【0026】

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は、温度 T_{skin} , T_t と比例係数 R_{sensor} とに基づいて、生体100の深部体温 T_{body} を例え式(3)により算出する(図4ステップS101)。

20

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

【0027】

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_{sing} を算出することに相当する。

通信部22は、深部体温 T_{body} のデータを例えればPC(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S102)。外部端末は、温度測定装置102から受信した深部体温 T_{body} の値を表示する。

【0028】

温度測定装置102は、以上のステップS100～S102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S103においてYES)、一定時間毎に実施する。

30

【0029】

図5A～図5D、図6A～図6Cに示すように温度測定装置102を生体100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102は生体100の皮膚に直接接触していることが望ましい。

【0030】

図5Aの例では、生体用の両面テープを用いて生体100の額に温度測定装置102を貼り付けている。図5Bの例では、生体100の鎖骨の位置に温度測定装置102を貼り付けている。

40

【0031】

図5C、図5Dの例では、伸縮性を有するバンド103を用いて生体100の腋窩部に温度測定装置102を装着している。図6Aの例では、生体100の大腿部に温度測定装置102を装着している。図6Bの例では、生体100の上腕に温度測定装置102を装着している。図6Cの例では、生体100の手首に温度測定装置102を装着している。図5C、図5D、図6A～図6Cの例では、バンド103を用いているが、生体100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100に温度測定装置102を装着してもよい。

【0032】

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 / m² 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 / m² 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 / m² 以上にする必要がある。

10

【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 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。

20

【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 102a は、センサ部 1a と、電子回路部 2a 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 1a 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 18a を構成している。センサ部 1a の他の構成は、センサ部 1 と同じである。

30

電子回路部 2a は、記憶部 20 と、演算部 21a 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 102a 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 S100a）。

【0038】

熱流束センサ 17 は、生体 100 からセンサ部 1a 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。

40

【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 21a 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 S101a）。

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 102a は、以上のステップ S100a, S104, S101a, S102 を繰り返す。

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ー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、インターフェース装置(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】

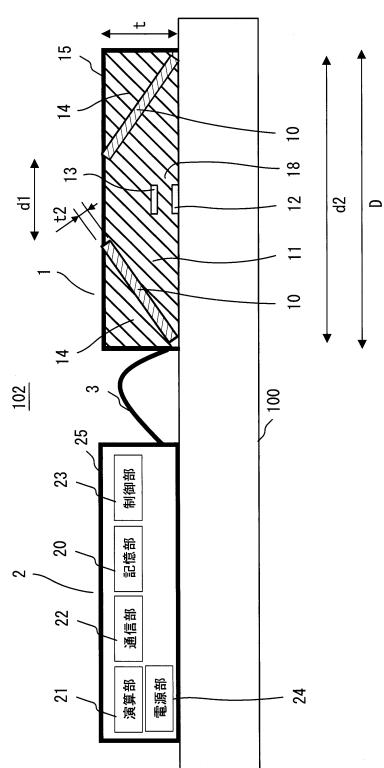
【0048】

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。

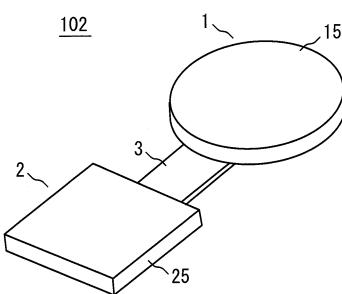
50

【図面】

【図 1】



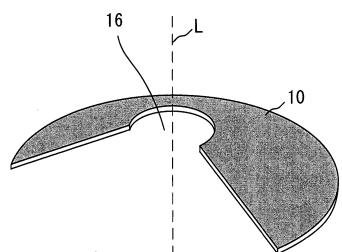
【図 2】



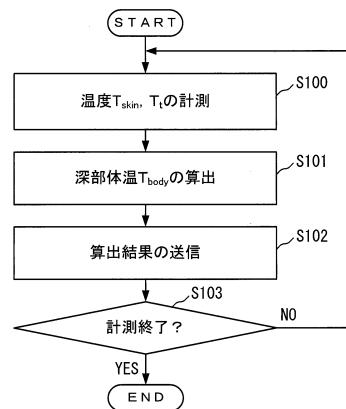
10

20

【図 3】



【図 4】



30

40

50

【図 5 A】

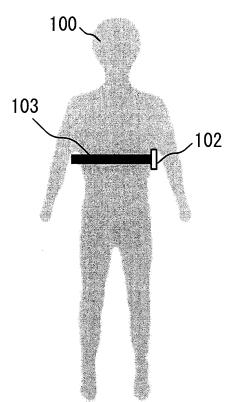


【図 5 B】

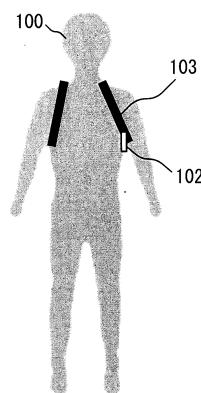


10

【図 5 C】



【図 5 D】



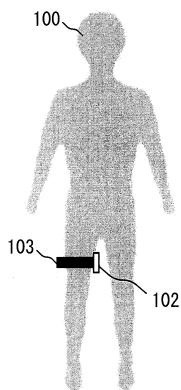
20

30

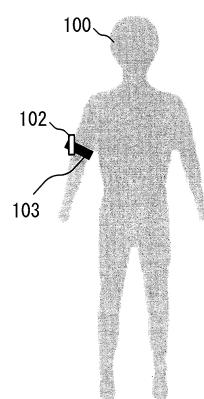
40

50

【図 6 A】

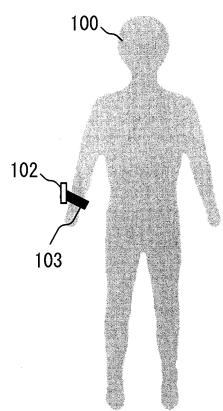


【図 6 B】

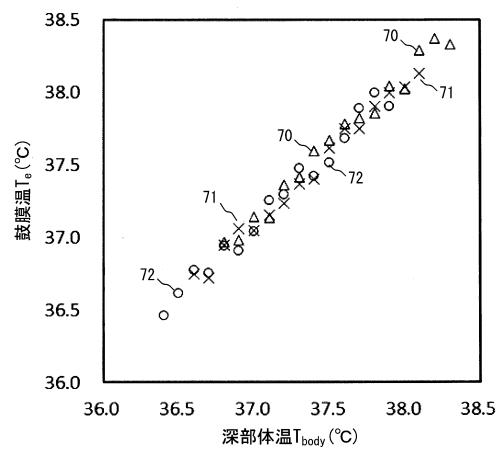


10

【図 6 C】



【図 7】



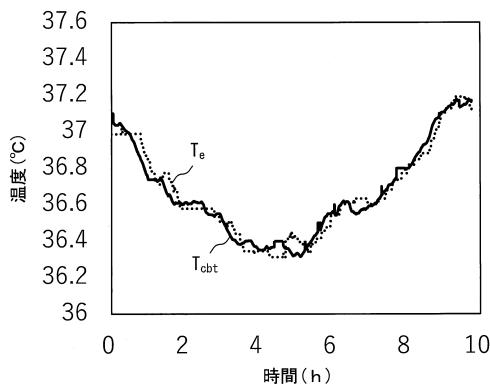
20

30

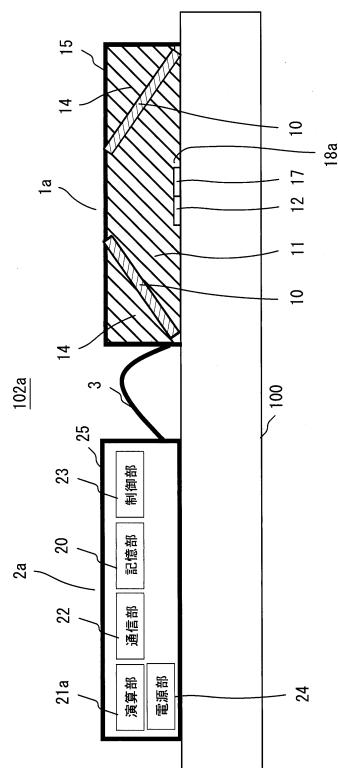
40

50

【図 8】



【図 9】



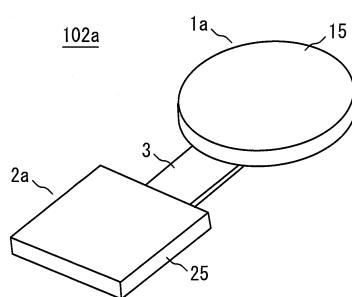
10

20

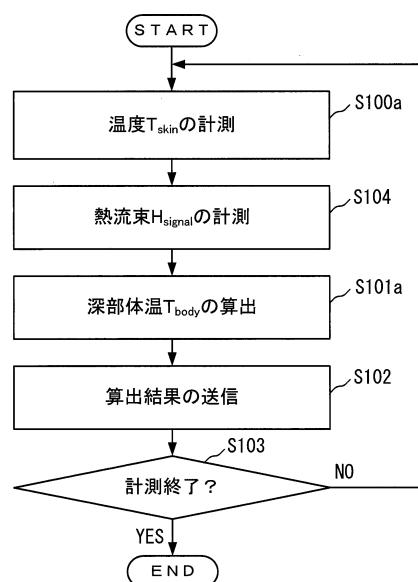
30

40

【図 10】

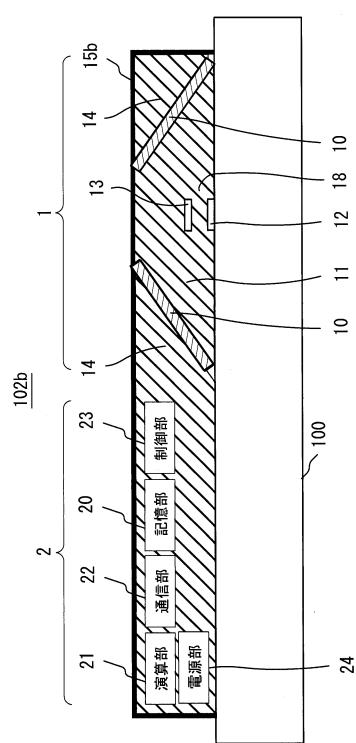


【図 11】

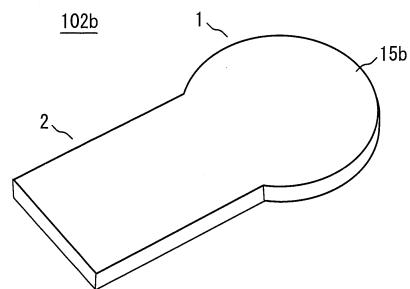


50

【図 1 2】



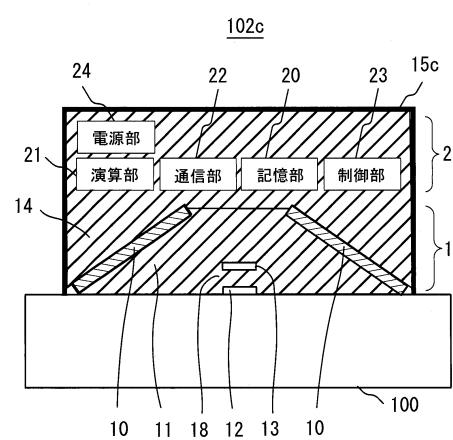
【図 1 3】



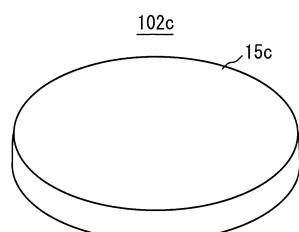
10

20

【図 1 4】



【図 1 5】

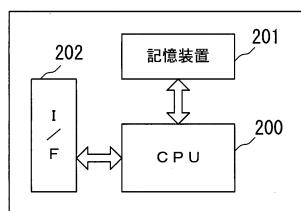


30

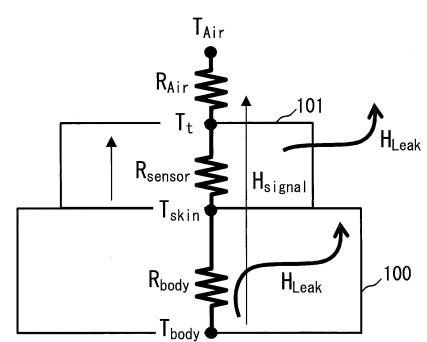
40

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 増渕 俊仁

(56)参考文献 特開2020-176934 (JP, A)

特開昭61-120027 (JP, A)

特開昭63-58223 (JP, A)

米国特許出願公開第2018/0008149 (US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 00 - 5 / 01

G 01 K 13 / 20