

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4207470号
(P4207470)

(45) 発行日 平成21年1月14日(2009.1.14)

(24) 登録日 平成20年10月31日(2008.10.31)

(51) Int.Cl.	F I
GO 1 K 7/00 (2006.01)	GO 1 K 7/00 3 6 1 H
GO 1 K 7/42 (2006.01)	GO 1 K 7/00 3 7 1

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2002-173308 (P2002-173308)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成14年6月13日 (2002.6.13)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2003-75262 (P2003-75262A)		京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地
(43) 公開日	平成15年3月12日 (2003.3.12)	(74) 代理人	100085006
審査請求日	平成17年6月8日 (2005.6.8)		弁理士 世良 和信
(31) 優先権主張番号	特願2001-184134 (P2001-184134)	(72) 発明者	時田 宗雄
(32) 優先日	平成13年6月18日 (2001.6.18)		京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 株式会社オムロンライフサイエンス研究所 内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	中嶋 聡
			京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 株式会社オムロンライフサイエンス研究所 内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子体温計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の温度と第2の温度を測定する複数の温度測定手段と、被測定体と当該電子体温計との間で熱の流れを変化させるために前記複数の温度測定手段のうちの少なくともいずれかの温度を変化させる加熱温度を変更可能な可変温度加熱手段と、複数回測定された前記第1の温度測定値と前記第2の温度測定値とに基づいて被測定体内部の温度を推定する内部温度推定手段と、を備えたことを特徴とする電子体温計。

【請求項 2】

前記複数の温度測定手段は、前記第1の温度を測定する第1の温度測定手段と前記第2の温度を測定する第2の温度測定手段とを含み、前記第1の温度測定手段と前記第2の温度測定手段との間に設けられる断熱材を備え、前記第1の温度測定手段は前記可変温度加熱手段とはほぼ同じ部位の温度を測定し、前記第2の温度測定手段は前記可変温度加熱手段に対して断熱材を挟んで被測定体側の部位の温度を測定することを特徴とする請求項1に記載の電子体温計。

【請求項 3】

前記複数の温度測定手段は、前記第1の温度を測定する第1の温度測定手段と前記第2の温度を測定する第2の温度測定手段とを含み、前記可変温度加熱手段と前記第1の温度測定手段との間に設けられる第1の断熱材と、前記可変温度加熱手段と前記第2の温度測定手段との間に設けられ、前記第1の断熱材とは異なる熱定数を有する第2の断熱材と、を備え、前記第1の温度測定手段は前記可変温度加熱手段に対し

10

20

て前記第 1 の断熱材を挟んで被測定体側の部位の温度を測定し、前記第 2 の温度測定手段は前記可変温度加熱手段に対して前記第 2 の断熱材を挟んで被測定体側の部位の温度を測定することを特徴とする請求項 1 に記載の電子体温計。

【請求項 4】

被測定体との接触部位に熱伝導率の大きい部材を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の電子体温計。

【請求項 5】

被測定体と接するプローブを備え、前記プローブは棒形状又は板形状をなすことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の電子体温計。

【請求項 6】

内部温度の推定動作を制御する内部温度推定動作制御手段と、推定された内部温度を記憶する内部温度記憶手段と、を備え、前記内部温度推定制御手段は、内部温度推定を所定の時間間隔で行うとともに、推定された内部温度を前記内部温度記憶手段に記憶させることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の電子体温計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体外表面の温度情報から熱伝導方程式に従い、深部温度を算出する温度計に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、体温測定に用いられる水銀体温計等は、常態では深部温度と異なる生体の表面温度を測定するため、体温計を腋に挟んで測定する場合であれば、腋を閉じた状態で深部温度と表面温度が平衡になるまで待つ必要があった。

【0003】

また、特公平 7 - 119656 号公報に開示されているように、深部温度と表面温度が平衡に達するまでの温度変化の態様を式に当てはめ平衡点を予測し、この平衡点を体温とする方法も提案されている。

【0004】

また、体温としては、生体内部の温度を直接測定するのが好ましい。このために深部温度を測定する方法が求められている。これについては、生体表面温度から深部体温を推定する、すなわち、計測点から離れた位置の温度を推定する方法として一般的に熱伝導の逆問題として知られている方法がある。特に、異なる 2 点の温度計測からこの 2 点間の領域の外部の温度を求める方法の解が、例えば、庄司正弘著「伝熱工学」（東大出版会）p 90 に紹介されている。この方法を用いて生体内部の温度を推定する電子体温計が WO 98 50766 で提案されている。ここで提案されている電子体温計は、表面温度ではなく、生体内部の温度を高速に推定するものである。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、表面温度が深部温度と平衡に達するのを待って測定を行う方法であれば、測定完了までに 10 分程度の長時間を要する。

【0006】

また、表面温度と深部温度が平衡に達するまでの温度変化の態様に基づいて体温を予測する方法の場合も、測定に要する時間は短縮されるものの 90 秒程度は必要とされ、個人差や環境変化に充分に対応することができず、精度に限界があった。

【0007】

また、WO 98 50766 で提案されている推定方法は、生体からの熱伝導による温度変化に基づくものであり、繰り返し測定するためには、一旦、体温計を生体から離す必要があった。

【0008】

本発明は、かかる従来技術の課題を解決するためになされたものであって、その目的とするところは、所望のタイミングで、内部温度を高精度かつ短時間で推定できる電子体温計を提供することにある。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明は、被測定体外表面の温度を直接リアルタイムで測定し、このようにして得られた値に基づいて、直接測定することのできない深部温度のような被測定体内部の温度を推定する。このような推定方法は、熱伝導方程式の逆問題に対応する。熱伝導方程式を被測定体外表面の温度等のような直接測定可能な物理量を変数とする一次式等の低次の方程式として評価し、これらの物理量を直接測定することにより深部温度等の内部温度を推定する。少なくとも変数の数だけの異なる測定値が得られれば、内部温度の推定は連立一次方程式の解法に帰着するので、正確かつ短時間で算出することが可能となる。

【 0 0 1 0 】

本発明は、第 1 の温度と第 2 の温度を測定する複数の温度測定手段と、被測定体と当該電子体温計との間で熱の流れを変化させるために前記複数の温度測定手段のうちの少なくともいずれかの温度を変化させる加熱温度を変更可能な可変温度加熱手段と、複数回測定された前記第 1 の温度測定値と前記第 2 の温度測定値とに基づいて被測定体内部の温度を推定する内部温度推定手段と、を備えたことを特徴とする電子体温計である。

【 0 0 1 1 】

上述のように、熱伝導方程式の逆問題を解いて生体の深部温度等の被測定体の内部の温度を推定する際に、低次の方程式として表現された熱伝導方程式の少なくとも変数の和だけの異なる測定値を得る必要があるが、電子体温計を継続的に被測定体に接触させると、電子体温計と被測定体とは次第に熱平衡に近づいて行く。このため、時間の経過による測定値の変化が小さくなる。本発明では、このように継続的に電子体温計を被測定体に接触させて、熱平衡に近づいて行く場合でも、可変温度加熱手段の加熱温度を変化させることにより、被測定体と電子体温計との間での熱の流れを変化させて、あらたな熱の移動が生じる状態を積極的に出現させ、高精度な内部温度推定が可能な測定値を取得することができる。従って、可変温度加熱手段を駆動制御して、加熱温度を変化させることにより、所望のタイミングで短時間のうちに高精度の内部温度の推定を行うことができる。可変温度加熱手段の駆動制御は連続的に加熱温度を変化させておいて、任意のタイミングで測定指示がなされても内部温度の推定を行えるようにしてもよい。また、所定時間間隔で体温測定を行う場合であれば測定タイミングに合わせて加熱温度を変化させるように可変温度加熱手段を駆動制御してもよい。

【 0 0 1 2 】

また、前記複数の温度測定手段は、第 1 及び第 2 の温度測定手段を含み、前記第 1 の温度測定手段と第 2 の温度測定手段との間に設けられる断熱材を備え、前記第 1 の温度測定手段は前記可変温度加熱手段とほぼ同じ部位の温度を測定し、前記第 2 の温度測定手段は前記可変温度加熱手段に対して断熱材を挟んで被測定体側の部位の温度を測定することが好適である。

【 0 0 1 3 】

熱伝導方程式の逆問題を解くために直接測定される物理量としては、このように異なる部位における温度を選択することができる。また、第 1 及び第 2 の温度測定手段の間に断熱材を配することにより、安定した熱勾配を形成し、測定に好適な温度条件下におくことができ、より高精度な測定が可能となる。

【 0 0 1 4 】

また、前記複数の温度測定手段は、第 1 及び第 2 の温度測定手段を含み、前記加熱手段と前記第 1 の温度測定手段との間に設けられる第 1 の断熱材と、前記加熱手段と前記第 2 の温度測定手段との間に設けられ、前記第 1 の断熱材とは異なる熱定数を有する第 2 の断熱材と、を備え、前記第 1 の温度測定手段は前記加熱手段に対して前記第 1 の断熱材を挟

んで被測定体側の部位の温度を測定し、前記第2の温度測定手段は前記加熱手段に対して前記第2の断熱材を挟んで被測定体側の部位の温度を測定することが好適である。

【0015】

熱伝導方程式の逆問題を解くために直接測定される物理量として、加熱手段に対して異なる熱定数の断熱材を挟む部位の温度を選択することができる。また、第1及び第2の温度測定手段と可変温度加熱手段との間に断熱材を配することにより、安定した熱勾配を形成し、測定に好適な温度条件下におくことができ、より高精度な測定が可能となる。ここで、熱に関する特性を表す熱定数には、熱伝導率や比熱等があるがこれらに限られない。また、熱伝導率が同一である場合でも生体内部の被測定部位と直接温度を測定する位置との間に存在する物質の厚みが異なることにより熱に関して異なる特性を有する場合も含まれる。

10

【0017】

熱伝導方程式の逆問題を解くために直接測定される物理量として、可変温度加熱手段に対して断熱材を挟む部位の温度及び熱流束を選択することができる。また、可変温度加熱手段と温度測定手段、可変温度加熱手段と熱流束測定手段との間に断熱材を配することにより、安定した熱勾配を形成し、測定に好適な温度条件下におくことができ、より高精度な測定が可能となる。

【0018】

また、被測定体との接触部位に熱伝導率の大きい部材を備えたことが好適である。

【0019】

20

また、被測定体と接するプローブを備え、前記プローブは棒形状又は板形状をなすようにしてもよい。

【0020】

被測定体に接触するプローブは種々の形状とすることができるが、対象者が体温の測定に必要な状態を維持できる場合であれば、深部温度に比較的近い腋の下や舌下での測定に適した棒形状とすればよく、乳幼児のように対象者が体温の測定に必要な状態を維持するのが難しい場合には、板形状のように対象者の皮膚等に容易に接触させることができる形状とすればよい。

【0021】

また、内部温度の推定動作を制御する内部温度推定動作制御手段と、推定された内部温度を記憶する内部温度記憶手段と、を備え、前記内部温度推定制御手段は、内部温度推定を所定の時間間隔で行うとともに、推定された内部温度を前記内部温度記憶手段に記憶させることが好適である。

30

【0022】

本発明に係る電子体温計は、上述のように、継続的に被測定体に接触する場合でも、任意のタイミングで体温を測定することができるので、所定の時間間隔で体温測定を行い、体温測定値を記憶することにより、ICUや術後患者のモニター・管理を行うことができる。また、本発明に係る電子体温計を常時装着しておくことにより、発熱が気になる場合に測定操作を行うことなく、リアルタイムで体温を知ることができる。

【0023】

40

【発明の実施の形態】

以下、本発明を図示の実施の形態に基づいて説明する。

【0024】

(第1の実施形態)

まず、図1を参照して本発明の第1の実施形態に係る電子体温計の測定原理について説明する。

【0025】

すなわち、深部温度を T_b 、生体表面における温度及び熱流束をそれぞれ T_1 及び q_1 、断熱材9を介して生体表面と接する部位の温度及び熱流束を T_2 及び q_2 、断熱材の密度及び比熱をそれぞれ ρ 及び c 、断熱材の熱伝導率を λ 、生体の熱伝導率を λ_1 、生体深部

50

の厚み h_1 、断熱材の厚み h_2 とすると、熱量保存則と熱流束の定義式から、

【数 1】

$$\begin{aligned}\rho c dx (dT_1/dt) &= -q_1 + q_2 \\ &= \lambda_1 (dT_1/dx) - \lambda_2 (dT_2/dx)\end{aligned}$$

【0026】

これを dT_1/dt について整理すると、

【数 2】

$$dT_1/dt = \omega_1 (T_b - T_1) - \omega_2 (T_1 - T_2) \quad (1) \text{ 式}$$

10

が得られる。ここで、前式(数 1)で dx は h_1 、 h_2 とおけるので、 $\omega_1 = \lambda_1 / (c h_1 h_2)$ 、 $\omega_2 = \lambda_2 / (c h_2^2)$ である。

【0027】

ここで、 T_1 、 dT_1/dt 、 T_2 が得られれば、深部温度 T_b を算出することができる。このとき、 T_2 を可変温度ヒータによって変化させれば、任意のタイミングで T_1 、 dT_1/dt 、 T_2 を変化させることができる。すなわち、生体からの熱伝導による温度変化に基づいて深部温度を算出する場合であれば、体温計を継続的に装着していると、温度センサと生体が熱平衡に近づき、温度変化が生じなくなるため、 T_1 、 dT_1/dt の異なる測定値が得られなくなり、精度の良い深部温度推定が困難になる。しかし、上述のように、 T_2 を積極的に変化させれば、体温計を継続的に装着している場合でも、 T_1 、 dT_1/dt 、 T_2 の異なる測定値を任意のタイミングで得ることができ、精度の良い深部温度推定が可能となる。

20

【0028】

図 2 に本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計の外観を示す。

【0029】

電子体温計 1 は、主として略直方体形状の本体部 2 と、本体部 2 から長手方向に突出形成されたプローブ 3 からなる。使用者は本体部 2 を持ち、プローブ 3 を腋に挟み、又は、舌下に挿入して測定を行う。

30

【0030】

本体部 2 には LCD 等から構成され、測定値等の情報を表示する表示部 4 と電源スイッチ 5 とが設けられている。プローブ 3 は図 3 に模式的に示すような内部構造を有する。図 3 は、プローブ 3 の延長方向に略直交する A - A 断面(図 2 参照)を含み、生体に周りを覆われた状態を示す。断面略円形状のプローブ 3 の外周は薄い SUS 材等の熱伝導率の高い材料からなるカバー 6 によって覆われている。カバー 6 の内周面に温度センサ(第 2 の温度測定手段) 7 が配置され、さらに内周側には温度センサ 7 をカバーとの間に挟むようにして断熱材 9 が配置されている。断熱材 9 は円筒状に形成され、内周側は中空部となっている。断熱材 9 の内周面には、断熱材 9 を介して温度センサ 7 と対向する位置に可変温度ヒータ(可変温度加熱手段) 10 及び温度センサ(第 1 の温度測定手段) 8 が近接して配置されている。中空部を通じて温度センサ 7、8 及び可変温度ヒータ 10 に接続されるリード線が引き出されるようにしてもよい。このとき、温度センサとしては、例えば、白金抵抗体、サーミスタ、熱電対、トランジスタ等の温度特性を利用した IC 温度センサ等を用いることができる。

40

【0031】

図 4 は電子体温計 1 の内部の回路構成を示すブロック図である。

【0032】

電子体温計 1 は、制御部 12、駆動部 13、A/D 部 14、演算部 15、メモリ 16、電源部 17、温度センサ 7、温度センサ 8、可変温度ヒータ 10、電源スイッチ 5、表示部 4、ブザー 18 を備える。

50

【 0 0 3 3 】

制御部（内部温度推定手段，内部温度推定動作制御手段）12は、CPU等からなり体温計全体の制御を行う。駆動部13は、制御部12からの信号に基づいて温度センサ7，温度センサ8及び可変温度ヒータ10を駆動する。駆動部13からの出力信号はA/D部14においてアナログ信号からデジタル信号に変換されて演算部15に入力される。演算部15はA/D部14からのデジタル信号に基づいて演算処理を行い、処理結果を制御部12に出力する。また、演算部15は温度等の測定値や内部温度の推定値等の所定のデータをメモリ（内部温度記憶手段）16に記憶させ、メモリ16に記憶されたデータを読み出して所定の処理を行う。電源部17は電池等を含み、制御部12及び駆動部13に対して電力を供給する。電源スイッチ5は電源の投入・切断を行う。ブザー18は制御部12からの指示に基づいて音を発し、使用者に対する報知を行う。

10

【 0 0 3 4 】

図5に示すフローチャートを参照して、体温測定を行う場合の処理手順について説明する。

【 0 0 3 5 】

まず、電源スイッチ5がオンされると（ステップ101）、温度センサ7又は温度センサ8によって予備的に温度測定を行う（ステップ102）。そして、温度測定値が所定の測定温度範囲内（例えば5～45）か否かを判定する（ステップ103）。ここで、温度測定値が所定の測定温度範囲内でなければ、表示部4に測定温度外であることを示す表示を行い（ステップ104）、電源をオフする（ステップ105）。ステップ103において、温度測定値が所定の温度範囲内であれば、表示部4に「READY」等の測定準備完了を示す表示（図6（a）参照）を行うとともに「ピッ」とブザーを鳴らして使用者に対して測定準備完了を報知する（ステップ106）。次に、ヒータ10を駆動部13を介して駆動し（ステップ107）、 T_1 ， T_2 ， dT_1/dt のデータを収集する（ステップ108）。このようにして収集されたデータに基づいて深部温度の演算を行う（ステップ109）。次に、測定に十分なデータが収集されたか否かを判定する（ステップ110）。測定に十分なデータが収集されていない場合には、ステップ107に戻ってヒータ10を駆動する。ステップ110において、測定に十分なデータが収集されている場合には、表示部4に測定温度を表示（図6（b）参照）するとともに「ピッピッ」とブザーを鳴らすことにより測定結果の出力を報知する（ステップ111）。測定結果が出力されると、電源スイッチ5がオンか否かを判定する（ステップ112）。電源スイッチ5がオンであれば、電源をオフして（ステップ113）、測定処理を終了する。電源スイッチ5がオフであれば、ヒータ10をオフして所定時間待機し（ステップ114）、ステップ107に戻ってヒータ10を駆動する。

20

30

【 0 0 3 6 】

上記手順において、ステップ106からステップ111までの処理の詳細を図7に示す。

【 0 0 3 7 】

表示部4に測定準備完了を表示した後、ヒータ10を駆動し、 T_1 ， T_2 ， dT_1/dt を複数回測定し（ステップ108-1）、1回目の深部温度演算処理を行う（ステップ109-1）。ここで、測定に十分なデータが収集されているか否かを判定する。ステップ110における測定に十分なデータが収集されているか否かを、連続して算出された複数の深部温度値が（例えば小数点以下2桁まで）同じか否かという条件に基づいて判定している。ここでは、第1回目の深部温度算出を経たのみであり、比較すべき深部温度算出値がないので、ステップ110では、測定に十分なデータが収集されていないと判定され、ステップ107に戻り（図7では省略）、ヒータ10を駆動し、データ収集（ステップ108-2）及び2回目以降の深部温度演算処理を行う（ステップ109-2）。ここで、連続して算出された複数の深部温度値が同じか否かを判定し（ステップ110）、連続して算出された複数の深部温度値が同じでなければ、ステップ107に戻り（図7では省略）、同じであれば、測定結果を確定するとともに表示部4等に出力する（ステップ111）。

40

50

【 0 0 3 8 】

上述の手順では、測定に十分なデータが収集されているか否かを、深部温度の算出値が連続して同じであるか否かによって判定しているが、連続して算出された複数の深部温度値の差が 0 . 0 1 以内であるか否かによって判定するようにすることもできる。

【 0 0 3 9 】

ここで、本実施形態に係る電子体温計 1 におけるヒータ 1 0 の駆動方法としては、例えば、図 8 に示すような方法がある。

【 0 0 4 0 】

まず、図 8 (a) に示すように、ヒータ 1 0 のオン・オフを等時間間隔 (例えば 5 秒間) で繰り返す。この場合には、温度センサ 8 の温度は鋸刃状に変化する。

10

【 0 0 4 1 】

次に、図 8 (b) に示すように、ヒータ 1 0 のオン時間を短く、オフ時間を長くしてオン・オフを繰り返す。このとき、温度センサ 8 の温度は正弦波状に変化する。

【 0 0 4 2 】

他には、図 8 (c) に示すように、ヒータ 1 0 がオフの状態から所定時間ヒータ 1 0 をオンの状態で保持し、その後間欠的にオン・オフを繰り返し、再び所定時間ヒータ 1 0 をオンの状態で保持する。次に、間欠的にオン・オフを繰り返した後に、所定時間ヒータをオフの状態に保持し、さらに間欠的にオン・オフを繰り返す駆動を行う。ここで、ヒータをオンの状態で保持する期間を間に挟んでオン・オフを間欠的に繰り返す制御を行っている期間のうち、間欠的にオン・オフを繰り返す期間では温度センサ 8 の温度は一定温度に保持され、オンの状態で保持される期間では温度センサ 8 の温度は上昇する。一方、ヒータをオフの状態に保持する期間を間に挟んでオン・オフを間欠的に繰り返す制御を行っている期間のうち、間欠的にオン・オフを繰り返す期間では温度センサ 8 の温度は一定温度に保持され、オフの状態に保持される期間では温度センサ 8 の温度は低下する。

20

【 0 0 4 3 】

図 8 の駆動方法は例示であり、ヒータ 1 0 の駆動により深部温度算出に用いられる T_1 , dT_1/dt , T_2 の測定値を異ならしめればよいので、ヒータ 1 0 の駆動方法は上述の駆動方法に限られない。

【 0 0 4 4 】

また、図 8 (a) , (b) , (c) のような波形の一周期分又は一周期の一部の波形を所定の時間間隔をおいて間欠的に繰り返し、加熱温度を変化させるタイミングに合わせて測定を行うようにしてもよい。

30

【 0 0 4 5 】

このように、本実施形態に係る電子体温計 1 では、可変温度ヒータ 1 0 を制御し、加熱温度を積極的に変化させることにより、電子体温計と生体とが熱平衡となることが妨げられる。従って、電子体温計で継続的に測定を行う場合、あるいは、電子体温計で十分な時間間隔を置かずには再度測定する場合でも、精度の高い内部温度の推定が可能であり、任意のタイミングで内部温度の推定を行うことができる。

【 0 0 4 6 】

図 9 (a) , (b) に第 1 の実施形態の変形例に係る電子体温計 1 1 の外観を示す。図 9 (a) は電子体温計 1 1 の側面図、図 9 (b) は同下面図である。

40

【 0 0 4 7 】

電子体温計 1 1 は、扁平な略直方体形状をなす。電子体温計 1 1 の一方の広面には、端部のほぼ中央部に略四角柱形状のプロープ 2 3 が突出形成されている。電子体温計 1 1 の他方の広面には、プロープ 2 3 とは反対側の端部に L C D からなる表示部 4 及び電源スイッチ 5 が配置されている。電子体温計 1 1 の長手方向の両端部から固定ベルト 2 4 が延びている。固定ベルト 2 4 を巻きつけることにより、プロープ 2 3 を生体の額等の所定部位に接触した状態で連続的に測定を行うことができる。表示部 4 には、例えば、10 分前の測定値と現在の測定値とを並べて表示するようにしてもよい。このようにすれば、連続的に体温を測定し、その変化を認識することもできる。I C U 内に収容されている患者や術後

50

患者のモニターや管理等のほか、常時装着しておくことにより、発熱に注意する必要がある場合に特別な測定動作を行うことなく、リアルタイムで体温を知ることができる。

【 0 0 4 8 】

図 1 0 は、図 9 (b) の B - B 断面におけるプローブの内部構造を示す図である。略四角柱柱状のプローブ 2 3 は、上面部 2 6 a 及び下面部 2 6 b と側面部 2 6 c とからなり、薄い SUS 材等からなるカバー 2 6 によって覆われており、カバー 2 6 の上面部 2 6 a の下方には温度センサ 7 が配置されている。カバー 2 6 の上面部 2 6 a の下方には、カバー上面部 2 6 a との間に温度センサ 7 を挟んだ状態で略直方体形状の断熱材 2 9 が配置されている。断熱材 2 9 の下面に接して可変温度ヒータ 1 0 が配置され、断熱材 2 9 とカバー 2 6 の下面部 2 6 c との間は中空部 3 0 となっている。

10

【 0 0 4 9 】

このような構成の電子体温計 1 1 であれば、乳幼児のように腋の下や舌下にプローブを安定的に保持することが困難な場合であっても、プローブ 2 3 を顔等の平坦な皮膚表面に接触させることによって容易に測定を行うことができる。また、電子体温計には固定ベルトが設けられているので、常時装着しておくことができる。

【 0 0 5 0 】

(第 2 の実施形態)

図 1 1 を参照して本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計の測定原理について説明する。

【 0 0 5 1 】

20

温度 T_0 の可変温度ヒータ 1 0 から、異なる熱伝導率 λ_1, λ_2 の断熱材 3 9 a, 3 9 b をそれぞれ介して生体表面側に位置する部位の温度 T_1, T_2 、熱流束 q_1, q_2 とを測定することにより、生体表面からの距離 h の内部における温度 T_b を求める。ここで、断熱材 3 9 a, 3 9 b の厚さを X 、生体の熱伝導率を λ_b 、生体の温度伝導率を α_b とすると、

熱伝導の一次元逆問題の基本解の二次項まで含めることにより

【 数 3 】

$$T_b = T_1 + (h / \lambda_b) q_1 + (h^2 / 2 \alpha_b) (dT_1 / dt)$$

$$T_b = T_2 + (h / \lambda_b) q_2 + (h^2 / 2 \alpha_b) (dT_2 / dt)$$

30

が得られる。ここで、

【 数 4 】

$$q_1 = -\lambda_1 (dT_1 / dt) = -\lambda_1 (T_1 - T_0) / X$$

$$q_2 = -\lambda_2 (dT_2 / dt) = -\lambda_2 (T_2 - T_0) / X$$

を用いて上式を整理すると、

【 数 5 】

$$T_b = T_1 + A (T_0 - T_1) + B dT_1 / dt$$

$$T_b = T_2 + C (T_0 - T_2) + D dT_2 / dt$$

40

が得られる。ここで、 T_0 を消去することで、 $T_b, T_1, T_2, dT_1 / dt, dT_2 / dt$ の関係式が得られ、

$T_1, T_2, dT_1 / dt, dT_2 / dt$ を測定することにより、 T_b を求めることができる。

【 0 0 5 2 】

このように、可変温度ヒータに対して熱伝導率の異なる断熱材を介して配置され、生体表面に接する部位の温度及びその時間変化を測定することにより、深部温度のような生体内

50

部の温度を測定することができる。

【0053】

ここでは、熱伝導率の異なる断熱材を介して生体表面に接する部位の温度を及びその時間変化を測定し、深部温度を推定しているが、同じ熱伝導率を有し異なる厚さの断熱材を介して、それぞれ生体表面に接する部位の温度及びその時間変化を測定することにより、深部温度を推定するようにしてもよい。

【0054】

図12に本発明の第2の実施形態に係る電子体温計31の外観を示す。外観は、図2に示す第1の実施形態に係る電子体温計1と同じであるので、同様の符号を用いて説明を省略する。

10

【0055】

電子体温計31のプローブ33は図13に模式的に示すような内部構造を有する。図13は、プローブ33の延長方向に略直交するC-C断面(図12参照)を含み、生体に周囲を覆われた状態を示す。プローブ33は、図3に示す第1の実施形態とほぼ同様の構成を有する。電子体温計31では、カバー6の内周に径方向に分割された半円筒状の熱伝導率の異なる断熱材(第1の断熱材)39a、断熱材(第2の断熱材)39bが配置されている。それぞれの断熱材39a、39bとカバー6との間には温度センサ(第1の温度測定手段)37a及び温度センサ(第2の温度測定手段)37bが配置されている。そして、断熱材の内周面には、それぞれの断熱材39a、39bにまたがるように、可変温度ヒータ10が配置されている。このように、温度センサ37a、37b及び断熱材39a、39bを用いれば、熱流束センサを用いる場合に比べてより低コストで電子体温計31を提供することができる。

20

【0056】

図14は電子体温計31の内部の回路構成を示すブロック図である。

【0057】

電子体温計31は、制御部12、駆動部13、A/D部14、演算部15、メモリ16、電源部17、可変温度ヒータ10、電源スイッチ5、表示部4、ブザー18に加え、温度センサ37a及び温度センサ37bを備える。温度センサ37a及び温度センサ37bは制御部12からの信号に基づいて駆動部13によって駆動される。

【0058】

図15に電子体温計31の測定処理手順、図16にデータ収集処理の詳細を示す。電子体温計31における測定処理手順及びデータ収集処理は、第1実施形態に係る電子体温計1における場合と同様であるので、説明は省略する。

30

【0059】

図16に示すフローチャートのステップ210において、連続して算出された複数の深部温度値の差が0.01以内であるか否かによって判定するようにすることができる点も第1の実施形態に係る電子体温計の場合と同様である。

【0060】

本実施形態に係る電子体温計のヒータ10も図8に示すように駆動することができる。

【0061】

このように、本実施形態に係る電子体温計31においても、可変温度ヒータ10を制御し、加熱温度を積極的に変化させることにより、電子体温計と生体とが熱平衡となることが妨げられる。従って、電子体温計を継続的に耳に挿入して測定を行う場合、あるいは、耳から取り出した電子体温計を十分な時間間隔を置かず再度耳に挿入する場合でも、精度の高い内部温度の推定が可能であり、所望のタイミングで内部温度の推定を行うことができる。

40

【0062】

また、本実施形態に係る電子体温計のプローブ33における温度センサ37a及び37b、断熱材39a及び39b、並びに可変温度ヒータ10の構成は、図9及び図10に示す第1の実施形態の変形例に係る電子体温計にも同様に適用することができる。

50

【 0 0 6 3 】

(第 3 の実施形態)

図 1 7 を参照して本発明の第 3 の実施形態に係る電子体温計の測定原理について説明する。

【 0 0 6 4 】

温度 T_0 の可変温度ヒータ 1 0 から、熱伝導率 λ の断熱材 4 9 を介して生体表面側に位置する部位の温度 T_1 , 熱流束 q_1 を測定することにより、生体表面からの距離 h の内部における温度 T_b を求める。

【 0 0 6 5 】

熱流束の定義式から、又は熱伝導の一次元逆問題の基本解の一次項までを含めることにより、 10

【数 6】

$$q_1 = -\lambda (dT/dt) = -\lambda (T_1 - T_b) / h$$

が得られ、これを T_b について整理すると、

【数 7】

$$T_b = T_1 + (h / \lambda) q_1$$

となる。

ここで、 $T_b = B$, $T_1 = Y$, $-h / \lambda = A$, $q_1 = Z$ とおくと、 20

【数 8】

$$Y = A * Z + B$$

と表されるので、2 個以上の Z , Y から B (すなわち T_b) を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

また、熱伝導方程式の差分法から又は熱伝導の一次元逆問題の基本解の二次項までを含めることにより、

【数 9】

$$(\partial T_1 / \partial t) = \alpha (\partial^2 T_1 / \partial x^2) \quad 30$$

$$q_1 = -\lambda (dT_1 / dx)$$

から、

【数 1 0】

$$T_b = T_1 + (h / \lambda) q_1 + (h^2 / 2 \alpha) (dT_1 / dt)$$

が得られる。

ここで、 $T_b = C$, $T_1 = Y$, $-h / \lambda = A$, $q_1 = X_1$, $-(h^2 / 2 \alpha) = B$, $(dT_1 / dt) = X_2$ とおくと、 40

【数 1 1】

$$Y = A * X_1 + B * X_2 + C$$

と表されるので、3 個以上の X_1 , X_2 , Y から、 T_b (= C) を得ることができる。

【 0 0 6 7 】

0 次式であれば、時間変化を追わなくてもよいので、最少 1 回の測定で深部温度を推定することができる。複数回の測定を行えば 0 次式でも精度を向上させることができ、高次の式を用いればさらに精度を向上させることができる。

【 0 0 6 8 】

熱流束センサとしては、例えば、積層構造や平面展開型の作動型サーモパイル等を用いることができる。

【 0 0 6 9 】

図 1 8 に本発明の第 3 の実施形態に係る電子体温計 4 1 の外観を示す。外観は図 2 に示す第 1 の実施形態に示す電子体温計 1 と同様であるので、同様の符号を用いて説明を省略する。

【 0 0 7 0 】

電子体温計 4 1 のプローブ 4 3 は図 1 8 に模式的に示すような内部構造を有する。図 1 9 は、プローブ 4 3 の延長方向に略直交する C - C 断面（図 1 7 参照）を含み、生体に周囲を覆われた状態を示す。プローブ 4 3 は、図 3 に示す第 1 の実施形態とほぼ同様の構成を有する。断面略円形状のプローブ 3 の外周はカバー 6 によって覆われている。カバー 6 の内周面に温度センサ（温度測定手段）4 7 及び熱流束センサ（熱流束測定手段）4 8 が配置され、さらに内周側には温度センサ 4 7 及び熱流束センサ 4 8 をカバー 6 との間に挟むようにして断熱材 4 9 が配置されている。断熱材 4 9 は円筒状に形成され、内周側は中空部となっている。断熱材 9 の内周面には、断熱材 4 9 を介して温度センサ 4 7 及び熱流束センサ 4 8 と対向する位置に可変温度ヒータ 1 0 が配置されている。

【 0 0 7 1 】

図 2 0 は電子体温計 4 1 の内部の回路構成を示すブロック図である。

【 0 0 7 2 】

電子体温計 4 1 は、制御部 1 2 , 駆動部 1 3 , A / D 部 1 4 , 演算部 1 5 , メモリ 1 6 , 電源部 1 7 , 可変温度ヒータ 1 0 , 電源スイッチ 5 , 表示部 4 , ブザー 1 8 に加え、温度センサ 4 7 及び熱流束センサ 4 8 を備える。温度センサ 4 7 及び熱流束センサ 4 8 は制御部 1 2 からの信号に基づいて駆動部 1 3 によって駆動される。

【 0 0 7 3 】

図 2 1 に示すフローチャートを参照して、体温測定を行う場合の処理手順について説明する。

【 0 0 7 4 】

電源スイッチオン（ステップ 3 0 1 ）から電源オフ（ステップ 3 0 5 ）までの処理、及び自動的に電源をオフし（ステップ 3 1 3 ）、処理を終了するまでの手順は図 5 に示す第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 7 5 】

また、ステップ 3 1 0 において、連続して算出された複数の深部温度値の差が 0 . 0 1 以内であるか否かによって判定するようにすることもできる点も第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 7 6 】

また、図 2 2 のデータ収集処理の詳細フローは、第 1 の実施形態の図 7 と同様である。

【 0 0 7 7 】

本実施形態に係る電子体温計の可変温度ヒータ 1 0 も図 8 に示すように駆動することができる。

【 0 0 7 8 】

このように、本実施形態に係る電子体温計 4 1 においても、可変温度ヒータ 1 0 を制御し、加熱温度を積極的に変化させることにより、電子体温計と生体とが熱平衡となることが妨げられる。従って、電子体温計で継続的に測定を行う場合、あるいは、一度測定した電子体温計で十分な時間間隔を置かずに再度測定する場合でも、精度の高い内部温度の推定が可能であり、所望のタイミングで内部温度の推定を行うことができる。

【 0 0 7 9 】

また、本実施形態に係る電子体温計のプローブ 4 3 における温度センサ 4 7 及び熱流束センサ 4 8 、断熱材 4 9 、並びに可変温度ヒータ 1 0 の構成は、図 9 及び図 1 0 に示す第 1 の実施形態の変形例に係る電子体温計にも同様に適用することができる。

【 0 0 8 0 】

【発明の効果】

以上、説明したように、本発明によれば、所望のタイミングで、内部温度を高精度かつ短時間で推定できる電子体温計を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計の測定原理を説明する図である。

【図 2】図 2 は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計の外観を示す図である。

【図 3】図 3 は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計のプローブの内部構造を示す図である。

【図 4】図 4 は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計の回路構成を示すブロック図である。 10

【図 5】図 5 は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計の測定処理手順を示すフローチャートである。

【図 6】図 6 (a) , (b) は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計の表示部の表示例を示す図である。

【図 7】図 7 は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計のデータ収集処理の詳細を示すフローチャートである。

【図 8】図 8 (a) , (b) , (c) は本発明の第 1 の実施形態に係る電子体温計のヒータの駆動方法を示す図である。

【図 9】図 9 (a) , (b) は本発明の第 1 の実施形態の変形例に係る電子体温計の外観を示す図である。 20

【図 10】図 10 は本発明の第 1 の実施形態の変形例に係る電子体温計のプローブの内部構造を示す図である。

【図 11】図 11 は本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計の測定原理を説明する図である。

【図 12】図 12 は本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計の外観を示す図である。

【図 13】図 13 は本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計のプローブの内部構造を示す図である。

【図 14】図 14 は本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計の回路構成をブロック図である。 30

【図 15】図 15 は本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計の測定処理手順を示すフローチャートである。

【図 16】図 16 は本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計のデータ収集処理の詳細を示すフローチャートである。

【図 17】図 17 は本発明の第 3 の実施形態に係る電子体温計の測定原理を説明する図である。

【図 18】図 18 は本発明の第 2 の実施形態に係る電子体温計の外観を示す図である。

【図 19】図 19 は本発明の第 3 の実施形態に係る電子体温計のプローブの内部構造を示す図である。

【図 20】図 20 は本発明の第 3 の実施形態に係る電子体温計の回路構成を示すブロック図である。 40

【図 21】図 21 は本発明の第 3 の実施形態に係る電子体温計の測定処理手順を示すフローチャートである。

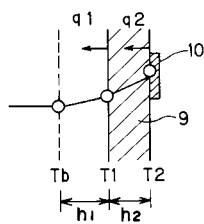
【図 22】図 22 は本発明の第 3 の実施形態に係る電子体温計のデータ収集処理の詳細を示すフローチャートである。

【符号の説明】

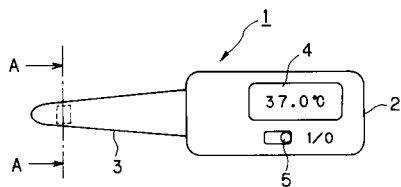
- | | |
|-------------|-------|
| 1 , 11 , 31 | 電子体温計 |
| 2 | 本体部 |
| 3 , 23 , 33 | プローブ |
| 4 | 表示部 |

7, 8, 37a, 37b, 47	温度センサ
9, 29, 39a, 39, 49	断熱材
10	ヒータ
12	制御部
13	駆動部
15	演算部
16	メモリ
48	熱流束センサ

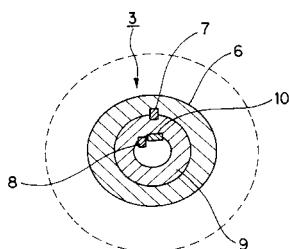
【図 1】



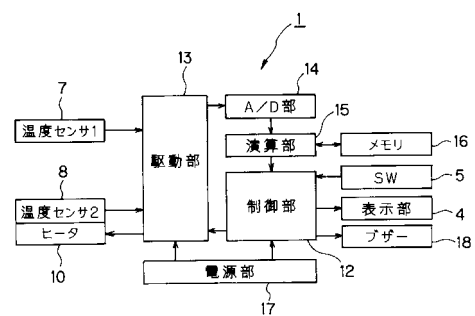
【図 2】



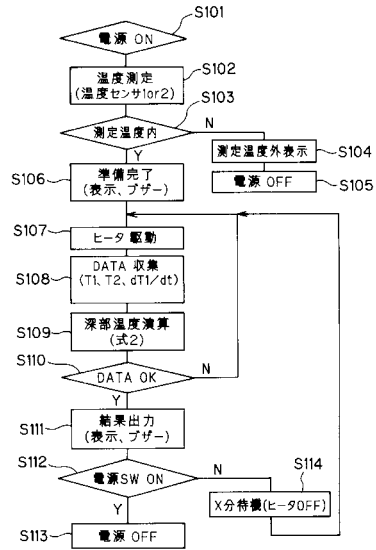
【図 3】



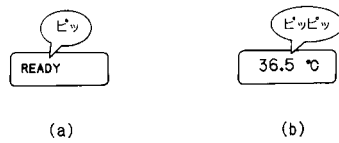
【図 4】



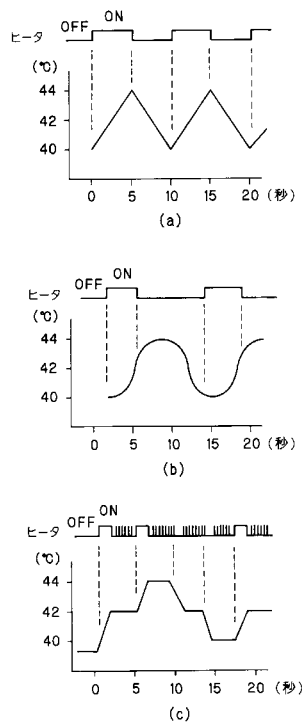
【図 5】



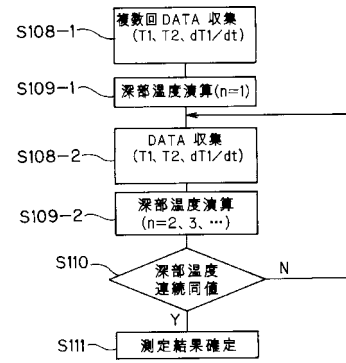
【図 6】



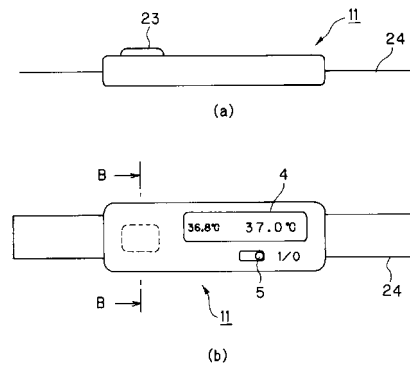
【図 8】



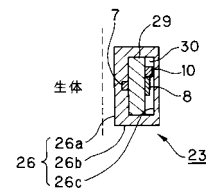
【図 7】



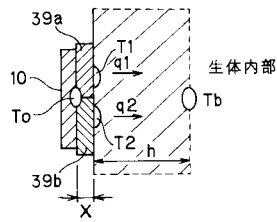
【図 9】



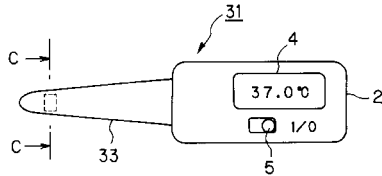
【図 10】



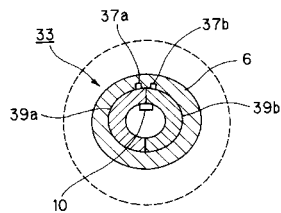
【図 1 1】



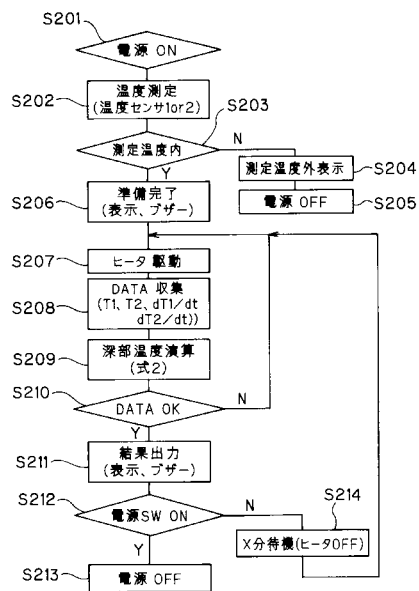
【図 1 2】



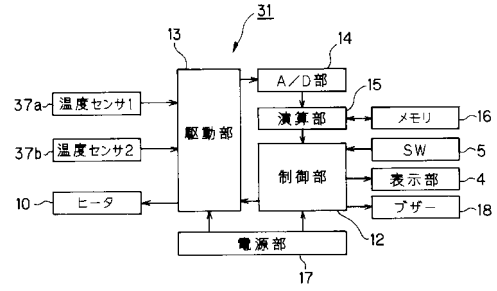
【図 1 3】



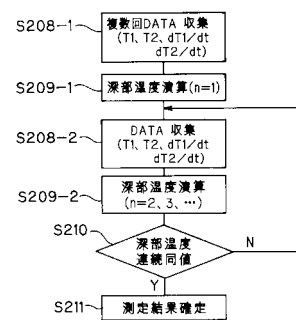
【図 1 5】



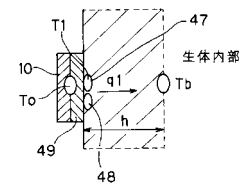
【図 1 4】



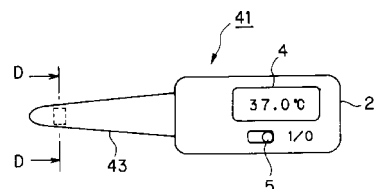
【図 1 6】



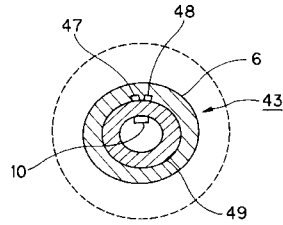
【図 1 7】



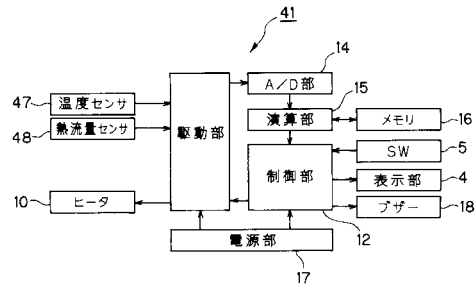
【図 1 8】



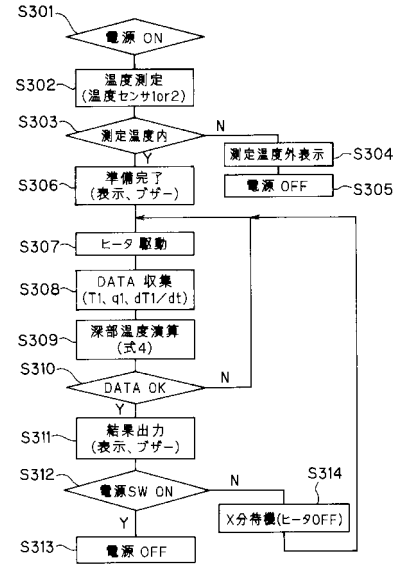
【図 19】



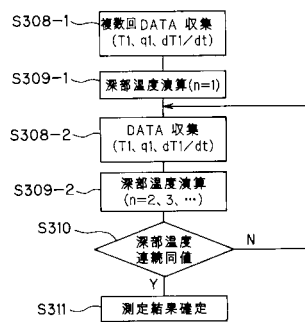
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(72)発明者 巻田 茂

京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 株式会社オムロンライフサイエンス
研究所 内

審査官 榮永 雅夫

(56)参考文献 国際公開第98/050766(WO, A1)

特開昭61-274233(JP, A)

英国特許出願公開第2266771(GB, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01K 7/00

G01K 7/42