

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 70750

(P2003 - 70750A)

(43)公開日 平成15年3月11日(2003.3.11)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 5/00	101	A 6 1 B 5/00	101 K 2 G 0 6 6
G 0 1 J 5/16		G 0 1 J 5/16	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2001 - 263318(P2001 - 263318)

(22)出願日 平成13年8月31日(2001.8.31)

(71)出願人 597007927

アドバンスドメディカル株式会社
神奈川県津久井郡藤野町名倉355番地1号

(72)発明者 彌永 秋彦

神奈川県津久井郡藤野町名倉355番地1号
アドバンスドメディカル株式会社内

(74)代理人 100069073

弁理士 大貫 和保 (外 1 名)

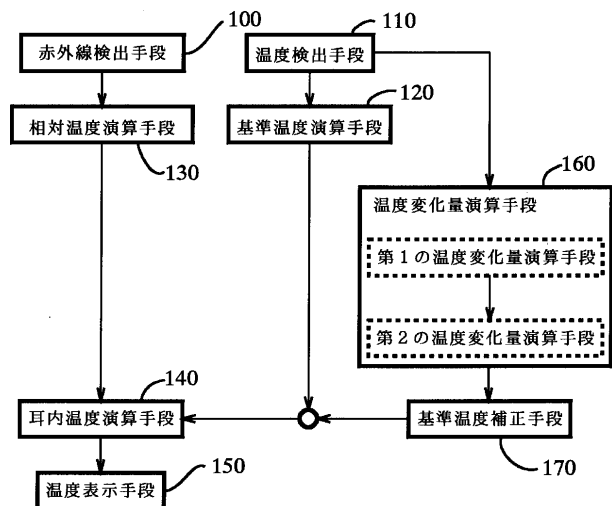
F タ-ム (参考) 2G066 AC13 BA08 BB11 BC07 BC15
CA15 CA20

(54)【発明の名称】 耳式体温計の温度補正装置

(57)【要約】

【課題】 サーモパイル及びサーミスタの熱特性の差に基づいてサーモパイルの基準温度を補正し、正確な体温の検出を可能とした耳式体温計の温度補正装置を提供する。

【解決手段】 赤外線検出手段100と温度検出手段110との熱特性の差に起因する温度検出手段110の温度変化量から赤外線検出手段100の温度変化量を温度変化量演算手段160によって演算し、これに基づいて基準温度演算手段120によって演算された基準温度を基準温度補正手段170によって補正することができるので、赤外線検出手段100の正確な基準温度を求めることができ、これによって、基準温度と相対温度演算手段130によって演算された相対温度とによって、耳内温度演算手段140において正確な耳内温度を演算することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 耳内から発する赤外線を検出する赤外線検出手段と、該赤外線検出手段の周辺の温度を検出する温度検出手段と、該温度検出手段の検出結果に基づいて前記赤外線検出手段の基準温度を演算する基準温度演算手段と、前記赤外線検出手段の検出結果から相対温度を演算する相対温度演算手段と、前記基準温度と前記相対温度から耳内温度を演算する耳内温度演算手段と、該耳内温度演算手段によって演算された耳内温度を体温として表示する温度表示手段とを少なくとも具備する耳式体温計において、
前記温度検出手段の検出結果に基づいて、前記赤外線検出手段の温度変化量を演算する温度変化量演算手段と、該温度変化量演算手段によって演算された前記赤外線検出手段の温度変化量に基づいて前記基準温度演算手段によって演算された基準温度を補正する基準温度補正手段とを具備することを特徴とする耳式体温計の温度補正装置。

【請求項 2】 前記温度変化量演算手段は、前記温度検出手段の検出結果から、前記温度検出手段の温度変化量を演算する第 1 の温度変化量演算手段と、該第 1 の温度変化量演算手段によって演算された温度検出手段の温度変化量と、前記赤外線検出手段及び前記温度検出手段の間の熱特性の差とに基づいて、前記赤外線検出手段の温度変化量を演算する第 2 の温度変化量演算手段とによって構成されることを特徴とする請求項 1 記載の耳式体温計の温度補正装置。

【請求項 3】 前記熱特性は、熱容量であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の耳式体温計の温度補正装置。

【請求項 4】 前記熱特性は、熱伝導率であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の耳式体温計の温度補正装置。

【請求項 5】 前記熱特性は、熱容量及び熱伝導率であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の耳式体温計の温度補正装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は、耳孔内から発せられる赤外線によって生体の体温を検出する耳式体温計において、赤外線センサによって検出された温度を適正に補正する耳式体温計の温度補正装置に関する。

【0002】

【従来の技術】特許公開 2000-14648 号に開示される耳式体温計は、耳内から発生される赤外線の強度を検出する赤外線センサ、環境温度を検出する温度センサ及び制御手段等によって構成される。この構成において、測定スイッチが押圧されると、赤外線センサ及び温度センサからの検出信号を取り込み、耳内温度 T_j を求める。

【0003】また、特許公開 2000-14649 号に開示される耳式体温計は、耳内から発生される赤外線の強度を検出する第 1 の赤外線センサと、耳孔表面から耳内に発せられる赤外線の強度を検出する第 2 の赤外線センサ、環境温度を検出する温度センサ及び制御手段等によって構成される。この構成において、測定スイッチが押圧されると、第 1 及び第 2 の赤外線センサと温度センサからの検出信号を取り込み、耳内の検温値（耳内温度） T_j 及び耳孔表面の検温値（耳孔表面温度） T_h を求め、これらの温度の差分（ $T_j - T_h$ ）と耳孔表面温度 T_h とに基づいて鼓膜の温度（鼓膜温度） T_k と耳内温度 T_j との温度差（上乘せ量） U を求める。これによって、鼓膜温度 T_k は、 $T_k = T_j + U$ によって求められるものである。

【0004】上述した 2 つの引例においては、温度センサにより検出された環境温度 T_a に基づいて、耳内温度 T_j を、環境温度 T_a が基準温度 T_{ref} の時に相当する耳内温度 $T_{j_{ref}}$ に補正するための補正量 M を求めることが開示されている。

【0005】さらに、特許公開 2001-149324 号に開示される耳式体温計は、人体の耳孔部分に挿入されるプローブと、このプローブを介して鼓膜付近から放射される赤外線を検出する赤外線センサと、その出力値を体温値に変換する演算手段と、演算結果を表示する表示手段とを有し、プローブ先端の温度を検出して赤外線センサの出力値を補正する温度補正手段を備えるものである。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、赤外線センサは、通常、赤外線透過膜を通過して得られるジュール熱を複数の熱電対により電圧に変換するサーモパイル素子（以下、サーモパイル）からなり、その原理上相対温度しか測定できないため、前記サーモパイル近傍にサーミスタを設けて、前記サーモパイル近傍の温度を測定し、この温度を相対温度の基準としてサーモパイルの零点補償を行うことは公知であるが、従来、この零点補償が曖昧であり、正確な温度検出ができないという問題を有している。

【0007】また、図 4 に示すように、サーモパイル温度が 10 の場合 $\{T_{HP}(10)\}$ と、42 の場合 $\{T_{HP}(42)\}$ では、サーモパイルの出力値が大きく異なる。例えば、体温が 38 の場合には、 $T_{HP}(10)$ では T_{thp3} （+側）が出力されるが、 $T_{HP}(42)$ では T_{thp6} （-側）が出力されることとなり、両者の出力値は大きく異なることとなることは公知である。このため、基準となる温度が少しくずれると、出力値がまったく異なるため、正確な温度検出ができず、測定する毎に、測定温度が異なるという不具合が生じる。

【0008】したがって、上述した引例のごとく、環境

温度を考慮してサーモパイルからの出力値を補正することにより、これを改善することが提案されてきたが、本発明者は、図5に示すように、耳式体温計を耳に差し込んだ後に生じるサーモパイルの温度上昇 T_{thp} とサーミスタの温度上昇 T_{thm} との間に差が生じることに着目し、この温度上昇の差($T_1 - T_2$)に起因して温度検出にばらつきが生じることを見出した。また、前述した温度上昇の差は、サーミスタとサーモパイルの熱容量や熱伝導率等の熱特性の差に起因することが明らかとなった。

【0009】このため、この発明は、サーモパイル及びサーミスタの熱特性の差に基づいてサーモパイルの基準温度を補正し、正確な体温の検出を可能とした耳式体温計の温度補正装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】この発明は、図1に示すように、耳内から発する赤外線を検出する赤外線検出手段100と、該赤外線検出手段100の周辺の温度を検出する温度検出手段110と、該温度検出手段110の検出結果に基づいて前記赤外線検出手段100の基準温度を演算する基準温度演算手段120と、前記赤外線検出手段100の検出結果から相対温度を演算する相対温度演算手段130と、前記基準温度と前記相対温度から耳内温度を演算する耳内温度演算手段140と、該耳内温度演算手段140によって演算された耳内温度を体温として表示する温度表示手段150とを少なくとも具備する耳式体温計において、前記温度検出手段110の検出結果に基づいて、前記赤外線検出手段100の温度変化量を演算する温度変化量演算手段160と、該温度変化量演算手段160によって演算された前記赤外線検出手段100の温度変化量に基づいて前記基準温度演算手段120によって演算された基準温度を補正する基準温度補正手段170とを具備することにある。

【0011】したがって、この発明によれば、赤外線検出手段100と温度検出手段110との熱特性の差に起因する温度検出手段110の温度変化量から赤外線検出手段100の温度変化量を温度変化量演算手段160によって演算し、これに基づいて基準温度演算手段120によって演算された基準温度を基準温度補正手段170によって補正することができるので、赤外線検出手段100の正確な基準温度を求めることができ、これによって、基準温度と相対温度演算手段130によって演算された相対温度とによって、耳内温度演算手段140において正確な耳内温度を演算することができるものである。

【0012】また、前記温度変化量演算手段は、前記温度検出手段の検出結果から、前記温度検出手段の温度変化量を演算する第1の温度変化量演算手段と、該第1の温度変化量演算手段によって演算された温度検出手段の温度変化量と、前記赤外線検出手段及び前記温度検出手

段の間の熱特性の差とに基づいて、前記赤外線検出手段の温度変化量を演算する第2の温度変化量演算手段とによって構成されることが望ましい。

【0013】さらにまた、前記熱特性としては、熱容量、熱伝導率であることが望ましい。

【0014】

[発明の詳細な説明]以下、この発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0015】耳式体温計1は、図2に示すように、耳内の装着されるプローブ2と、このプローブ2の基端部分に配されたサーモパイル3と、このサーモパイル3の近傍に配され、前記サーモパイル3の一端の温度(基準温度)に近似する温度を検出するサーミスタ4と、下記する制御回路5とを少なくとも具備し、耳内、具体的には鼓膜18から発する赤外線を検出して体温を測定し、表示するものである。

【0016】前記制御回路5は、前記耳式体温計1の本体内に装備されるもので、前記サーモパイル3からの信号を増幅するアンプ(A)6、このアンプ6で増幅された信号をデジタル値に変換するA/D変換器(A/D)7、サーミスタ4からの信号を増幅するアンプ(A)8、このアンプ8に基準電圧を供給する基準電圧回路(RV)9、この基準電圧回路9及び下記するマイクロプロセッサユニット(MPU)13に電力を供給する電源回路(BC)10、この電源回路10の電源となる電池(B)11、少なくとも図示しない中央演算処理装置(CPU)、読出専用メモリ(ROM)、ランダムアクセスメモリ(RAM)、入出力ポート(I/O)等からなるMPU13、このMPU13に装着された電氣的消去・書込可能ロム(EEPROM)15、操作スイッチを有するスイッチ回路(SWITCH)14、温度表示を行う表示回路(DISPLAY)16及びモデム、携帯端末に接続可能な送信端末を有する通信回路17等によって少なくとも構成される。

【0017】以上の構成の制御回路5は、例えばEEPROM15に書き込まれたプログラムにしたがって信号を処理するものである。以下、その処理の一例の制御ルーチンを、図3に示されたフローチャートにしたがって説明する。

【0018】前記スイッチ回路14に接続される図示しないスイッチが投入されると、ステップ200から制御ルーチンが開始し、ステップ210で電源回路10から各部に電力が供給される。そして、まずステップ220において、サーミスタ4の出力 $T_{HM}(t_0)$ が読み込まれる。さらに、ステップ230において、サーモパイル3からの出力 T_{HP} を読み込む。また、ステップ240では、サーモパイル3の読込と同時に又は直後(t_1 時間後)のサーミスタ4の出力 $T_{HM}(t_1)$ を読み込む。

【0019】そして、ステップ250では、前記サーミ

スタの出力THM(t0)及びTHM(t1)からそれぞれの出力に対応する温度T(thm)(t0)及びT(thm)(t1)を演算し、ステップ260では、ステップ250の演算結果に基づいてサーミスタの温度変化率 T(thm)を演算する。一例として、例えば、数式[$T(thm) = \{T(thm)(t1) - T(thm)(t0)\} / (t1 - t0)$] によって演算する。

【0020】そして、ステップ270では、前記ステップ260で演算されたサーミスタ4の温度変化率 T(thm)に基づいて、前記サーモパイル3の基準温度 Tzero が演算される。一例として、前記サーミスタ4の温度変化率 T(thm)と、前記サーミスタ4及び前記サーモパイル3の熱容量の差 (Hcap) に基づいて、前記サーモパイル3の温度変化率 T(thp)を、例えば数式[$T(thp) = A \cdot F(Tthm, Hcap) + K1$] によって演算し、このサーモパイル3の温度変化率 T(thp)と、サーモパイル3による出力THPの読込時間 tr とによって、基準温度 Tzero を、例えば数式[$Tzero = B \cdot T(thp) \cdot t2 + K2$] によって演算するものである。尚、上記数式において、A, Bは演算定数、K1, K2は補正項である。

【0021】そして、ステップ280で、前記サーモパイル3の出力THPから相対温度T(thp)を演算し、ステップ290において、前記基準温度Tzero及び相対温度T(thp)から耳内温度(体温)T(tag)を演算し、ステップ300において表示回路16を介して体温として表示し、ステップ310にて電源をOFFし、ステップ320において制御を終了するものである。

【0022】以上の制御ルーチンにより、従来、サーモパイル3の基準温度Tzeroが単にサーミスタ4の出力THM(t0)又はTHM(t1)に基づいて演算さ*

れていたことにより、サーモパイル3の出力読込時のサーモパイル3の実際の温度と、前記サーミスタ4の出力THM(t0)の読込時のサーモパイル3の温度又はサーミスタ4の出力THM(t1)の読込時のサーモパイル3の温度との間に生じていた誤差を補正することができるので、サーモパイル温度の正確な基準温度を得ることができ、この結果、正確な体温の検出を可能とするものである。

【0023】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、サーミスタの熱容量及び熱伝導率の相違に基づいて、耳式体温計のプロープを耳に装着した場合に上昇するサーミスタの温度上昇と、サーモパイルの温度上昇の誤差を補正することができるので、簡易な構成で正確な体温の検出を行うことができるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】 発明の構成を示したブロック図である。

【図2】 本発明の実施の形態に係る耳式体温計の制御装置の概略構成図である。

【図3】 上記制御装置において実行される制御フローチャート図である。

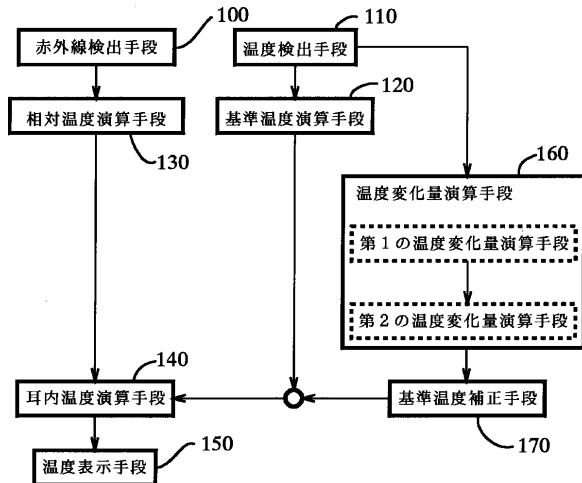
【図4】 温度とサーモパイル出力の関係を示した特性線図である。

【図5】 時間とサーミスタ及びサーモパイルの温度上昇の関係を示した特性線図である。

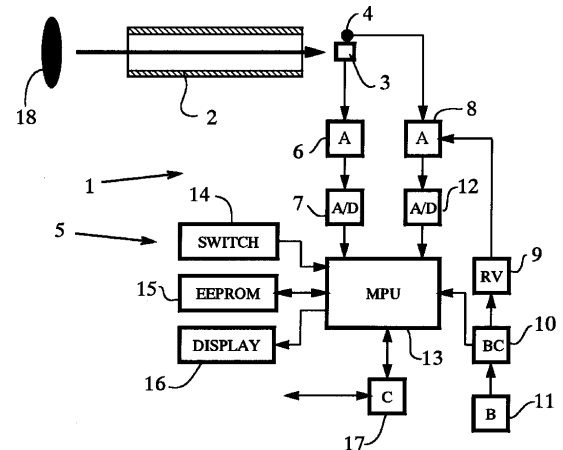
【符号の説明】

- 1 耳式体温計
- 2 プロープ
- 3 サーモパイル
- 4 サーミスタ
- 5 制御回路
- 18 鼓膜

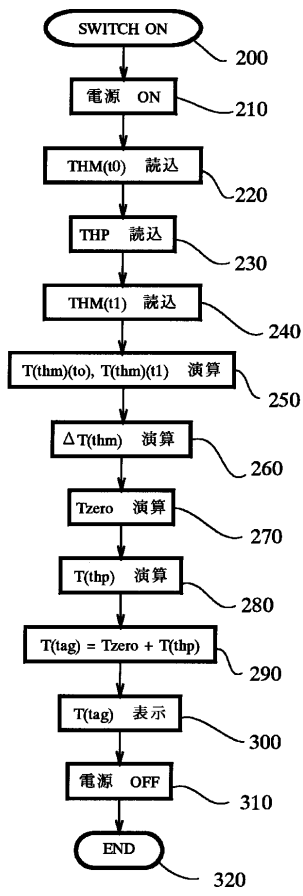
【図1】



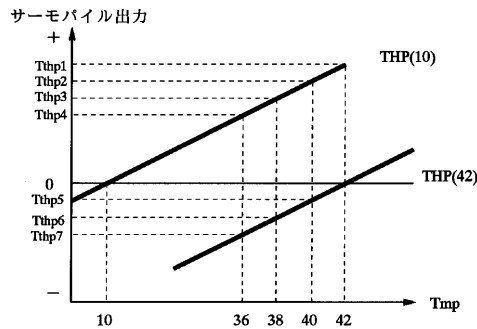
【図2】



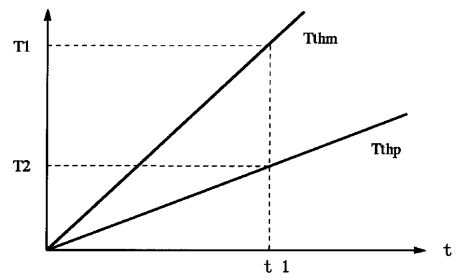
【図3】



【図4】



【図5】



专利名称(译)	耳式温度计的温度校正装置		
公开(公告)号	JP2003070750A	公开(公告)日	2003-03-11
申请号	JP2001263318	申请日	2001-08-31
申请(专利权)人(译)	高级医药有限公司		
[标]发明人	彌永秋彦		
发明人	彌永 秋彦		
IPC分类号	G01J5/16 A61B5/00 A61B5/01 G01J5/00		
FI分类号	A61B5/00.101.K G01J5/16 A61B5/01.350 G01J5/00.101.G		
F-TERM分类号	2G066/AC13 2G066/BA08 2G066/BB11 2G066/BC07 2G066/BC15 2G066/CA15 2G066/CA20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD09 4C117/XE48 4C117/XF03 4C117/XG18 4C117/XJ05 4C117/XJ16 4C117/XM05 4C117/XN01		
其他公开文献	JP4771193B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于耳温计的温度校正装置，该温度校正装置能够基于热电堆和热敏电阻的热特性的差异来校正热电堆的基准温度，并且能够准确地检测体温。解决方案：温度变化量计算单元160根据由红外检测单元100和温度检测单元110之间的热特性差异引起的温度检测单元110的温度变化量来计算红外检测单元100的温度变化量，由于可以由基准温度校正装置170校正基于基准温度计算装置120计算出的基准温度，因此可以得到红外线检测装置100的准确基准温度。利用相对温度计算装置130计算出的相对温度，入耳温度计算装置140可以计算出准确的入耳温度。

