

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2020-3291
(P2020-3291A)

(43) 公開日 令和2年1月9日(2020.1.9)

(51) Int.Cl.
G 0 1 K 7/00 (2006.01)

F I
G O 1 K 7/00 3 6 1 C
G O 1 K 7/00 3 6 1 T

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2018-121861 (P2018-121861)	(71) 出願人	000004226
(22) 出願日	平成30年6月27日 (2018. 6. 27)		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
		(72) 発明者	松永 大地
			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	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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体内温度測定装置および生体内温度測定方法

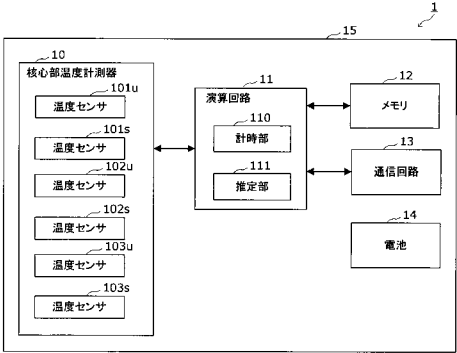
(57) 【要約】

【課題】時々刻々と変化する核心部温度をより正確に推定することができる生体内温度測定装置を提供することを目的とする。

【解決手段】

生体内温度測定装置1は、複数の熱抵抗体101r～103rと、それぞれの熱抵抗体101r～103rの両端に設けられて、生体の表皮温度を測定する温度センサ101s～103sおよび上面温度を測定する温度センサ101u～103uと、生体の非熱平衡状態を考慮した生体の核心部温度の推定モデルと、熱抵抗体101r～103rの熱抵抗値 $R_{S1} \sim R_{S3}$ とが記憶されているメモリ12と、温度センサ101s～103sと温度センサ101s～103sとで測定された複数の温度に基づいて、推定モデルおよび熱抵抗値 $R_{S1} \sim R_{S3}$ を用いて生体の核心部温度 T_C を推定する演算回路11とを備え、熱抵抗値 $R_{S1} \sim R_{S3}$ は互いに異なる。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の熱抵抗体と、
 それぞれの熱抵抗体の両端に設けられた第 1 温度センサおよび第 2 温度センサと、
 生体の非熱平衡状態を考慮した生体の核心部温度の推定モデルと、前記熱抵抗体の熱抵抗値とが記憶されている記憶部と、
 前記第 1 温度センサと前記第 2 温度センサとで測定された複数の温度に基づいて、前記推定モデルおよび前記熱抵抗体の熱抵抗値を用いて生体の核心部温度を推定する演算回路と、

を備え、

前記第 1 温度センサは、前記熱抵抗体の生体側に設けられて、生体の表皮温度を示す第 1 温度を測定し、

前記第 2 温度センサは、前記熱抵抗体の生体とは反対側に設けられて、生体から遠ざかる位置の第 2 温度を測定し、

前記複数の熱抵抗体それぞれの前記熱抵抗値は互いに異なることを特徴とする生体内温度測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体内温度測定装置において、

前記演算回路は、

前記第 1 温度センサと前記第 2 温度センサとが前記複数の温度を測定する測定時刻を計時する計時部と、

前記測定時刻において、前記第 1 温度センサと前記第 2 温度センサとで測定された前記複数の温度に基づいて、前記推定モデルおよび前記熱抵抗体の熱抵抗値を用いて前記生体の核心部温度を推定する推定部と、

を有し、

前記演算回路は、前記測定時刻と前記推定部によって推定された前記核心部温度とを互に関連付けた時系列データを生成する

ことを特徴とする生体内温度測定装置。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の生体内温度測定装置において、

前記複数の熱抵抗体は、少なくとも 3 つ設けられていることを特徴とする生体内温度測定装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の生体内温度測定装置において、

前記推定モデルは、次式で表されることを特徴とする生体内温度測定装置。

【数 1】

$$T_c = \frac{T_1(T_{S2}'T_{S3} - T_{S3}'T_{S2}) + \frac{R_{S1}}{R_{S2}}T_2(T_{S3}'T_{S1} - T_{S1}'T_{S3}) + \frac{R_{S1}}{R_{S3}}T_3(T_{S1}'T_{S2} - T_{S2}'T_{S1})}{T_1(T_{S2}' - T_{S3}') + \frac{R_{S1}}{R_{S2}}T_2(T_{S3}' - T_{S1}') + \frac{R_{S1}}{R_{S3}}T_3(T_{S1}' - T_{S2}')}$$

ここで、 T_c は前記測定時刻 t における核心部温度、 R_{S_i} ($i = 1, 2, 3$) は前記熱抵抗体の熱抵抗値、 T_{S_i} は前記第 1 温度センサで測定された前記第 1 温度、 $T_i = (T_{S_i}(t) - T_{U_i}(t))$ 、(T_{U_i} は前記第 2 温度センサで測定された前記第 2 温度)、 $T_{S_i}' = dT_{S_i}(t) / dt$ を表す。

【請求項 5】

複数の熱抵抗体それぞれの両端に設けられた第 1 温度センサおよび第 2 温度センサで複数の温度を測定する温度測定ステップと、

記憶部に記憶されている生体の非熱平衡状態を考慮した核心部温度の推定モデルと、前記熱抵抗体の熱抵抗値とを用いて、前記温度測定ステップで測定された複数の温度に基づいて、生体の核心部温度を推定する演算ステップと、

10

20

30

40

50

を備え、

前記第 1 温度センサは、前記熱抵抗体の生体側に設けられて、生体の表皮温度を示す第 1 温度を測定し、

前記第 2 温度センサは、前記熱抵抗体の生体とは反対側に設けられて、生体から遠ざかる位置の第 2 温度を測定し、

前記複数の熱抵抗体の前記熱抵抗値は互いに異なる

ことを特徴とする生体内温度測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、生体の核心部温度を測定する生体内温度測定装置および生体内温度測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年社会的ジェットラグが問題となっている。これは社会時刻と生活を営む各人の体内時計あるいは体内リズムの不一致により様々な心身の不調をきたし、生活習慣病にもつながる問題である。体内時計は、各種内分泌物等あるいはバイタル情報から知ることができる。内分泌物は測定に数時間を要してしまうことに加え、精神的にも身体的にも負荷を要するものである。

【0003】

20

生体において、表皮から核心部に向かってある一定の深さを超えると、外気温の変化等に左右されない温度領域が存在する（以下、その部分の温度を「核心部温度」という。）。

バイタル情報として核心部温度の変動を計測することが体内リズムの把握に有用であることが知られている。

【0004】

核心部の温度を計測するためには、体内に温度計のプロープを挿入したり、温度計を飲み込むなどの方法があるが衛生面や心身の負担が大きいといえる。そこで、体外から非侵襲的な手法による測定が求められており、中でも経皮的な温度測定法は、手軽で日常的な体温管理に有用であるといえる（例えば、非特許文献 2 参照）。

【0005】

30

従来から経皮的な体温計により、腋下や口腔における体温計測が行われているが、下記の理由により必ずしも核心部温度を反映しているとは言えない。その理由として、毛細血管を流れる血流量等により皮下組織の熱容量や熱抵抗が変化するために核心部から経皮に温度が伝わるまで時間がかかることが挙げられる。また、経皮で測定する温度が異なるため、核心部温度が反映されていない場合がある。

【0006】

そこで従来から、上記の核心部から経皮に温度が伝わるまでの時間を考慮して核心部温度を補正する手法が提案されている。しかしこの手法では、温度が十分に安定した熱平衡状態を仮定して定式化されているため、時々刻々と変化する核心部温度を測定する上で誤差の要因となっていた。生体においては常に外気温、深部体温、皮下組織の熱抵抗が時間変化するため、常に非熱平衡状態であるといえる。このため、従来の推定モデルを用いた核心部温度の推定では精度が不十分な場合があった。

40

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】中山昭雄、「新生理科体系 第 2 2 巻」、医学書院（1987）

【非特許文献 2】中川慎也 他、「MEMS 熱流束センサによるウェアラブル深部体温計の提案」、電気学会論文誌 E、135 巻（2015）8 号 p. 343-348

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0008】

本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、時々刻々と変化する核心部温度をより正確に推定することができる生体内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】

上述した課題を解決するために、本発明に係る生体内温度測定装置は、複数の熱抵抗体と、それぞれの熱抵抗体の両端に設けられた第1温度センサおよび第2温度センサと、生体の非熱平衡状態を考慮した生体の核心部温度の推定モデルと、前記熱抵抗体の熱抵抗値とが記憶されている記憶部と、前記第1温度センサと前記第2温度センサとで測定された複数の温度に基づいて、前記推定モデルおよび前記熱抵抗体の熱抵抗値を用いて生体の核心部温度を推定する演算回路と、を備え、前記第1温度センサは、前記熱抵抗体の生体側に設けられて、生体の表皮温度を示す第1温度を測定し、前記第2温度センサは、前記熱抵抗体の生体とは反対側に設けられて、生体から遠ざかる位置の第2温度を測定し、前記複数の熱抵抗体それぞれの前記熱抵抗値は互いに異なることを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係る生体内温度測定装置において、前記演算回路は、前記第1温度センサと前記第2温度センサとが前記複数の温度を測定する測定時刻を計時する計時部と、前記測定時刻において、前記第1温度センサと前記第2温度センサとで測定された前記複数の温度に基づいて、前記推定モデルおよび前記熱抵抗体の熱抵抗値を用いて前記生体の核心部温度を推定する推定部と、を有し、前記演算回路は、前記測定時刻と前記推定部によって推定された前記核心部温度とを互いに関連付けた時系列データを生成してもよい。

【0011】

また、本発明に係る生体内温度測定装置において、前記複数の熱抵抗体は、少なくとも3つ設けられていてもよい。

【0012】

また、本発明に係る生体内温度測定装置において、前記推定モデルは、次式で表されていてもよい。

【数1】

$$T_c = \frac{T_1(T_{S2}'T_{S3} - T_{S3}'T_{S2}) + \frac{R_{S1}}{R_{S2}}T_2(T_{S3}'T_{S1} - T_{S1}'T_{S3}) + \frac{R_{S1}}{R_{S3}}T_3(T_{S1}'T_{S2} - T_{S2}'T_{S1})}{T_1(T_{S2}' - T_{S3}') + \frac{R_{S1}}{R_{S2}}T_2(T_{S3}' - T_{S1}') + \frac{R_{S1}}{R_{S3}}T_3(T_{S1}' - T_{S2}')}$$

ここで、 T_c は前記測定時刻 t における核心部温度、 R_{Si} ($i = 1, 2, 3$) は前記熱抵抗体の熱抵抗値、 T_{Si} は前記第1温度センサで測定された前記第1温度、 $T_i = (T_{Si}(t) - T_{Ui}(t))$ 、(T_{Ui} は前記第2温度センサで測定された前記第2温度)、 $T_{Si}' = dT_{Si}(t) / dt$ を表す。

【0013】

また、本発明に係る生体内温度測定装置において、複数の熱抵抗体それぞれの両端に設けられた第1温度センサおよび第2温度センサで複数の温度を測定する温度測定ステップと、記憶部に記憶されている生体の非熱平衡状態を考慮した核心部温度の推定モデルと、前記熱抵抗体の熱抵抗値とを用いて、前記温度測定ステップで測定された複数の温度に基づいて、生体の核心部温度を推定する演算ステップと、を備え、前記第1温度センサは、前記熱抵抗体の生体側に設けられて、生体の表皮温度を示す第1温度を測定し、前記第2温度センサは、前記熱抵抗体の生体とは反対側に設けられて、生体から遠ざかる位置の第2温度を測定し、前記複数の熱抵抗体の前記熱抵抗値は互いに異なることを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、複数の熱抵抗体それぞれの両端に設けられた複数の温度センサで測定した複数の温度に基づいて、生体における非熱平衡状態を考慮した核心部温度の推定モデ

ルを用いて、生体の核心部温度を推定する。そのため、時々刻々と変化する核心部温度をより正確に推定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、生体の皮下組織の温度分布を模式的に説明する図である。

【図2】図2は、本発明の原理を説明するための人体熱モデルを示す図である。

【図3】図3は、図2の等価回路を示す図である。

【図4】図4は、本発明の原理を説明するための人体熱モデルを示す図である。

【図5】図5は、図4の等価回路を示す図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態に係る生体内温度測定装置の構成を示すブロック図である。 10

【図7】図7は、本発明の実施の形態に係る生体内温度測定装置の構成を示すブロック図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態に係る生体内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9A】図9Aは、本発明の実施の形態に係る生体内温度測定装置による核心部温度の測定を説明するための図である。

【図9B】図9Bは、本発明の実施の形態に係る生体内温度測定装置による測定結果を説明する図である。

【発明を実施するための形態】 20

【0016】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図1から図9Bを参照して詳細に説明する。

〔発明の原理〕

はじめに、本発明に係る生体内温度測定装置の原理について図1から図5を参照して説明する。

図1は、生体の皮下組織の温度分布を模式的に説明する図である。図1に示すように、生体においては、表皮から皮下組織の深さ方向に一定の深さを越えたところに、外気温の変化などに左右されない温度、すなわち、核心部温度の領域が存在する。この領域の温度を核心部温度 T_c として計測する。通常は、核心部温度 T_c より表皮温度 T_s の方が低く、核心部から表皮に向かって温度勾配が生じている。 30

【0017】

図2は、人体熱モデル(AA'BB')を示す図である。この人体熱モデルは、生体の核心部が位置する領域から外部の空気までの領域を含む。具体的には、図2に示す人体熱モデルは、生体の熱源が存在する核心部、生体の皮下組織、生体の外部に接して存在する断熱材(熱抵抗体)、断熱材の外部の空気までの各部における温度、熱抵抗、および熱容量を示している。

【0018】

熱源が存在する生体の核心部の領域における温度は核心部温度 T_c で表される。熱源から皮下組織を経た温度は、表皮温度 T_s で表される。皮下組織は、熱抵抗 R_B および熱容量 C_B を有する。さらに、生体の表皮に接する外部に設けられた断熱材を経た温度は、上面温度 T_U で表される。断熱材は、熱抵抗 R_S および熱容量 C_S を有する。また、空気中は空気温度 T_A で表される。 40

【0019】

図3は、図2に示した人体熱モデルをRC直列回路で記載した等価回路である。図3に示すように、従来例の核心部温度 T_c を測定する技術では、等価回路中の各コンデンサが十分に充電され、定常状態となったときの表皮温度 T_s と上面温度 T_U から核心部温度 T_c を導出する(例えば、非特許文献2参照)。皮下組織の熱抵抗 R_B 、断熱材(熱抵抗体)の熱抵抗 R_S 、表皮温度 T_s 、上面温度 T_U とから、次の式(1)を用いて核心部温度 T_c を算出することができる。 50

【0020】

【数2】

$$T_C = T_S + \frac{R_B}{R_S}(T_S - T_U) \quad \dots (1)$$

【0021】

上式(1)において既知の断熱材の熱抵抗 R_S として、2つの熱抵抗値、例えば、第1熱抵抗体の熱抵抗値 R_{S1} と、第2熱抵抗体の熱抵抗値 R_{S2} の値とを用いて2つの式を作成し、未知数である皮下組織の熱抵抗 R_B を消去する。しかし、前述したように、実際には、皮下組織の熱抵抗 R_B 、断熱材の熱抵抗 R_S 、表皮温度 T_S 、上面温度 T_U や核心部温度 T_C は定常状態にはない。そのため、各値が時間変化すると考えて、推定モデルを新たに構築する。

【0022】

図4および図5は、新たに構築した人体熱モデルおよびその等価回路を示す図である。

図4および図5に示すように、皮下組織の熱容量 $C_B(t)$ にかかる電圧 $V_{CB}(t)$ は、次の式(2)で表される。さらに、式(2)を変形して核心部温度 $T_C(t)$ の式(3)を導出する。

【0023】

【数3】

$$V_{CB}(t) = C_B(t) \frac{dT_S(t)}{dt} = \frac{T_C(t) - T_S(t)}{R_B(t)} - \frac{T_S(t) - T_U(t)}{R_S} \quad \dots (2)$$

$$\Leftrightarrow T_C(t) = T_S(t) + \frac{R_B(t)}{R_S}(T_S(t) - T_U(t)) + C_B R_B(t) \frac{dT_S(t)}{dt} \quad \dots (3)$$

【0024】

上式(3)において、既知の断熱材の熱抵抗 R_S として、3つの互いに異なる熱抵抗値、例えば、第1熱抵抗体の熱抵抗値 R_{S1} と、第2熱抵抗体の熱抵抗値 R_{S2} と、第3熱抵抗体の熱抵抗値 R_{S3} とを用いて3つの式を作成し、未知数である皮下組織の熱抵抗 $R_B(t)$ および皮下組織の熱容量 $C_B(t)$ を消去する。

【0025】

より詳細には、上式(3)を用いて、第1熱抵抗体(R_{S1})における表皮温度 $T_{S1}(t)$ と上面温度 $T_{U1}(t)$ 、第2熱抵抗体(R_{S2})における表皮温度 $T_{S2}(t)$ と上面温度 $T_{U2}(t)$ 、および第3熱抵抗体(R_{S3})における表皮温度 $T_{S3}(t)$ と上面温度 $T_{U3}(t)$ を用いて、次の式(4)に示す行列式を作成する。

【0026】

【数 4】

$$\begin{cases}
 T_C(t) = T_{S1}(t) + \frac{R_B(t)}{R_{S1}}(T_{S1}(t) - T_{U1}(t)) + C_B R_B(t) \frac{dT_{S1}(t)}{dt} \\
 T_C(t) = T_{S2}(t) + \frac{R_B(t)}{R_{S2}}(T_{S2}(t) - T_{U2}(t)) + C_B R_B(t) \frac{dT_{S2}(t)}{dt} \\
 T_C(t) = T_{S3}(t) + \frac{R_B(t)}{R_{S3}}(T_{S3}(t) - T_{U3}(t)) + C_B R_B(t) \frac{dT_{S3}(t)}{dt}
 \end{cases}$$

$$\Leftrightarrow \begin{pmatrix} 1 & -\frac{T_{S1}(t) - T_{U1}(t)}{R_{S1}} & -\frac{dT_{S1}(t)}{dt} \\ 1 & -\frac{T_{S2}(t) - T_{U2}(t)}{R_{S2}} & -\frac{dT_{S2}(t)}{dt} \\ 1 & -\frac{T_{S3}(t) - T_{U3}(t)}{R_{S3}} & -\frac{dT_{S3}(t)}{dt} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} T_C(t) \\ R_B(t) \\ C_B R_B(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T_{S1}(t) \\ T_{S2}(t) \\ T_{S3}(t) \end{pmatrix} \quad \dots (4)$$

【0027】

上式(4)を解くと、核心部温度 $T_C(t)$ は次の式(5)で表される。ここで、式(5)において、 $T_i = (T_{Si}(t) - T_{Ui}(t))$ 、 $T_{Si}' = dT_{Si}(t)/dt$ 、($i = 1, 2, 3$)である。

20

【0028】

【数 5】

$$T_C = \frac{T_1(T_{S2}'T_{S3} - T_{S3}'T_{S2}) + \frac{R_{S1}}{R_{S2}}T_2(T_{S3}'T_{S1} - T_{S1}'T_{S3}) + \frac{R_{S1}}{R_{S3}}T_3(T_{S1}'T_{S2} - T_{S2}'T_{S1})}{T_1(T_{S2}' - T_{S3}') + \frac{R_{S1}}{R_{S2}}T_2(T_{S3}' - T_{S1}') + \frac{R_{S1}}{R_{S3}}T_3(T_{S1}' - T_{S2}')} \quad \dots (5)$$

【0029】

以上説明したように、本発明に係る生体内温度測定装置は、各熱抵抗体(熱抵抗値 $R_{S1} \sim R_{S3}$)で測定された表皮温度 $T_{S1} \sim T_{S3}$ 、および上面温度 $T_{U1} \sim T_{U3}$ を測定し、新たに構築された核心部温度 T_C の推定モデルである上式(5)にあてはめて核心部温度 T_C の推定値を求める。

30

【0030】

〔実施の形態〕

以下、本発明に係る生体内温度測定装置1について詳細に説明する。

図7および図8は、本実施の形態に係る生体内温度測定装置1の構成を示すブロック図である。生体内温度測定装置1は、シート状の基材15の上に、核心部温度計測器10、演算回路11、メモリ12、外部とのI/F回路として機能する通信回路13、および演算回路11や通信回路13などに電力を供給する電池14を備える。

【0031】

核心部温度計測器10は、3つの熱流束センサ101, 102, 103を備える。熱流束センサ101, 102, 103は、単位時間、単位面積当たりの熱の移動を計測するデバイスである。

40

熱流束センサ101, 102, 103は、熱抵抗体101r, 102r, 103rと、各熱抵抗体101r, 102r, 103rの両端に設けられた温度センサ(第2温度センサ)101u, 102u, 103uと、温度センサ(第1温度センサ)101s, 102s, 103sとを備えている。

【0032】

熱流束センサ101, 102, 103がそれぞれ備える熱抵抗体101r, 102r, 103rは、厚みや材質が異なる断熱材で構成され、互いに異なる熱抵抗値 R_{S1} , R_{S2} , R_{S3} を有する。

50

【0033】

温度センサ101s, 102s, 103sは、熱抵抗体101r, 102r, 103rの生体2側に設けられて生体2の表皮温度 T_s (第1温度)を測定する。

温度センサ101u, 102u, 103uは、熱抵抗体101r, 102r, 103rの生体2とは反対側に設けられて、生体2から遠ざかる位置の上面温度 T_u (第2温度)を測定する。

温度センサ101s~103s、101u~103uは、例えば公知のサーミスタや、熱電対を用いたサーモパイルなどを用いることができる。

【0034】

演算回路11は、計時部110と推定部111とを備える。演算回路11は、温度センサ101s~103sで測定された表皮温度 $T_s(t)$ と、温度センサ101u~103uで測定された上面温度 $T_u(t)$ とに基づいて、生体2の核心部温度 $T_c(t)$ を推定する。より詳細には、推定部111は、計時部110の計時時刻 t において温度センサ101s~103sで測定された表皮温度 T_{s1} , T_{s2} , T_{s3} と、温度センサ101u~103uで測定された上面温度 T_{u1} , T_{u2} , T_{u3} とを、前述した推定モデルを表す式(5)に代入して核心部温度 T_c を推定する。

【0035】

演算回路11は、推定された生体2の核心部温度 T_c の時系列データを生成して出力する。時系列データは、測定時刻と推定された核心部温度 T_c とを互いに関連付けたデータである。

【0036】

メモリ12は、予め構築された核心部温度 T_c の推定モデル(式(5))に関する情報を記憶している。また、メモリ12は、各熱流束センサ101, 102, 103の熱抵抗値 R_{s1} , R_{s2} , R_{s3} を記憶している。メモリ12は、生体内温度測定装置1内に設けられた書き換え可能な不揮発性の記憶装置(例えば、フラッシュメモリなど)における所定の記憶領域によって実現することができる。

【0037】

通信回路13は、演算回路11によって生成された生体2の核心部温度 T_c の時系列データを外部に出力する。このような通信回路13としては、有線でデータなどを出力する場合は、USBその他のケーブルが接続できる出力回路となるが、例えば、Bluetooth(登録商標)等に準拠した無線通信回路を用いてもよい。

【0038】

シート状の基材15は、核心部温度計測器10、演算回路11、メモリ12、通信回路13、および電池14を載置するための土台として機能する他、これらの要素を電氣的に接続する図示しない配線を備えている。生体内温度測定装置1を生体の表皮上に接続することを考えると、シート状の基材15には、変形可能なフレキシブル基板を用いることが望ましい。

【0039】

また、シート状の基材15の一部には開口が設けられて熱流束センサ101, 102, 103は開口から生体2の表皮に接するように基材15に載置される。

【0040】

ここで、生体内温度測定装置1は、コンピュータによって実現される。具体的には、演算回路11は、例えばCPUやDSPなどのプロセッサが生体内温度測定装置1内に設けられたメモリ12を含むROM、RAM、およびフラッシュメモリなどの記憶装置に格納されたプログラムに従って各種データ処理を実行することによって実現される。コンピュータを生体内温度測定装置1として機能させるための上記プログラムは、記録媒体に記録することも、ネットワークを通して提供することも可能である。

【0041】

[生体内温度測定装置の動作]

次に上述した構成を有する生体内温度測定装置1の動作について、図8のフローチャー

10

20

30

40

50

トを参照して説明する。なお、メモリ 12 には、予め核心部温度 T_c の推定モデル（式（5））、および各熱流束センサ 101, 102, 103 の熱抵抗体 101r, 102r, 103r の熱抵抗値 R_{s1} , R_{s2} , R_{s3} が記憶されているものとする。

また、事前に生体内温度測定装置 1 の基材 15 を生体 2 の表皮に接して配置する。

【0042】

まず、演算回路 11 は、メモリ 12 から核心部温度 T_c の推定モデル（式（5））および熱流束センサ 101, 102, 103 が備える熱抵抗体 101r, 102r, 103r の熱抵抗値 R_{s1} , R_{s2} , R_{s3} を読み出す（ステップ S1）。演算回路 11 は、読み出した熱抵抗値 R_{s1} , R_{s2} , R_{s3} を推定モデル（式（5））に設定する。

【0043】

次に、熱流束センサ 101, 102, 103 の温度センサ 101s ~ 103s, 101u ~ 103u は、表皮温度 T_{s1} , T_{s2} , T_{s3} と、上面温度 T_{u1} , T_{u2} , T_{u3} とを測定する（ステップ S2）。測定された表皮温度 T_{s1} , T_{s2} , T_{s3} および上面温度 T_{u1} , T_{u2} , T_{u3} は、演算回路 11 に送出される。

【0044】

その後、推定部 111 は、上述した式（5）の推定モデルに、ステップ S2 で測定された表皮温度 T_{s1} , T_{s2} , T_{s3} 、および上面温度 T_{u1} , T_{u2} , T_{u3} を代入して核心部温度 T_c を推定する（ステップ S3）。推定された生体 2 の核心部温度 T_c の値は、メモリ 12 に記憶される。

【0045】

次に、演算回路 11 は、推定された核心部温度 T_c の時系列データを生成する（ステップ S4）。より詳細には、演算回路 11 は、ステップ S2 およびステップ S3 を繰り返し実行し、核心部温度 T_c の時系列データを生成する。生成された核心部温度 T_c の時系列データはメモリ 12 に記憶される。

【0046】

その後、演算回路 11 は、通信回路 13 を介して生成された核心部温度 T_c の時系列データを外部に出力する（ステップ S5）。例えば、図示しない通信ネットワークを介してスマートフォンやタブレット端末の表示画面に核心部温度 T_c の時系列データを表示する。

【0047】

〔生体内温度測定装置による測定結果〕

ここで、図 9A および図 9B を参照して、本実施の形態に係る生体内温度測定装置 1 による核心部温度 T_c の測定結果について説明する。

図 9A に示すように、生体内温度測定装置 1 による核心部温度 T_c の測定においては、比較のために、熱源である核心部の参照温度を測定する参照温度センサ TS を用いた。また、比較のための従来例による核心部温度 T_c の測定には、熱平衡状態のみが規定される推定モデル（例えば、図 2 および図 3）に基づく測定を行った。

【0048】

本実施の形態の生体内温度測定装置 1 および従来例の生体内温度測定装置はともに同じ条件のもと、皮膚ファントムの表面に設置され、温度が測定された。なお、図 9A では、生体内温度測定装置 1 のうち核心部温度計測器 10 のみを模式的に示している。

【0049】

図 9B に測定結果を示す。図 9B の横軸は測定時間（分）を示し、縦軸は核心部温度 T_c （℃）を示している。図 9B からわかるように、従来例による測定結果 c は、参照核心部温度 r に対して大きく誤差を有している。一方、本実施の形態の生体内温度測定装置 1 による測定結果 p は、参照核心部温度 r に対して誤差が少ないことがわかる。

【0050】

以上説明したように、本実施の形態に係る生体内温度測定装置 1 によれば、生体 2 における非熱平衡状態を考慮した推定モデルを用いて、温度センサ 101s ~ 103s, 101u ~ 103u で測定した表皮温度 T_{s1} , T_{s2} , T_{s3} 、および上面温度 T_{u1} , T_{u2} , T_{u3}

10

20

30

40

50

を用いて核心部温度 T_c を推定する。そのため、従来の熱平衡状態のみが規定されている推定モデルによって推定された核心部温度 T_c と比較して測定精度が向上され、時々刻々と変化する核心部温度をより正確に推定することができる。

【0051】

その結果として、睡眠や気象の時間と個人の生体リズムとの整合または不整合を把握するなど、社会的ジェットラグによる新進の不調を評価することができる。

【0052】

なお、説明した実施の形態では、核心部温度計測器 10 と演算回路 11 とが同一のケーシングに構成される場合について説明したが、演算回路 11 は、核心部温度計測器 10 とは独立した構成としてもよい。例えば、核心部温度計測器 10 で測定された各温度を通信ネットワークを介してサーバ装置、P C、スマートフォンなどの端末に送信し、演算処理を行う構成を用いてもよい。

【0053】

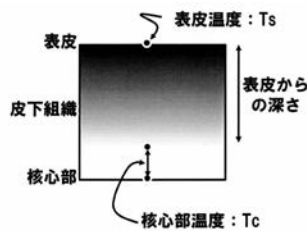
以上、本発明の生体内温度測定装置および生体内温度測定方法における実施の形態について説明したが、本発明は説明した実施の形態に限定されるものではなく、請求項に記載した発明の範囲において当業者が想定し得る各種の変形を行うことが可能である。

【符号の説明】

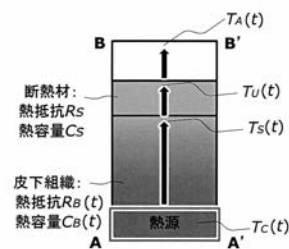
【0054】

1…生体内温度測定装置、2…生体、10…核心部温度計測器、11…演算回路、12…メモリ、13…通信回路、14…電池、15…基材、101, 102, 103…熱流束センサ、101u, 102u, 103u, 101s, 102s, 103s…温度センサ、110…計時部、111…推定部。

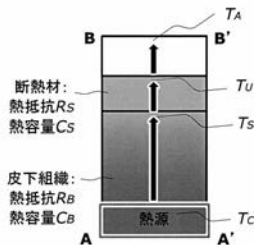
【図 1】



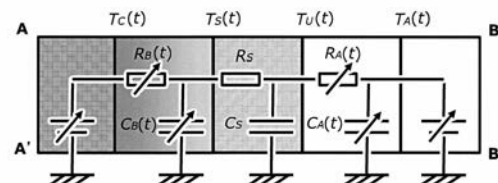
【図 4】



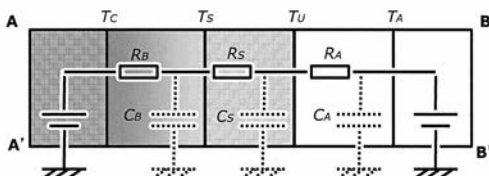
【図 2】



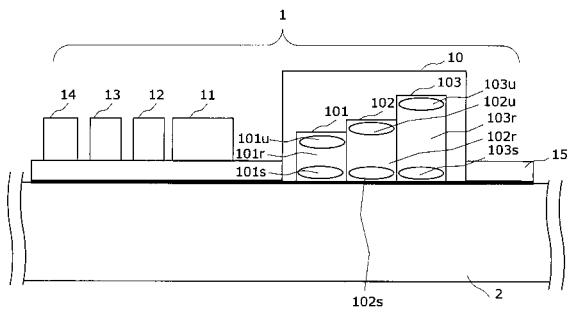
【図 5】



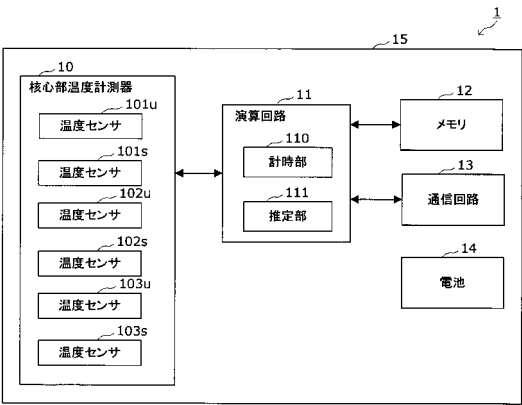
【図 3】



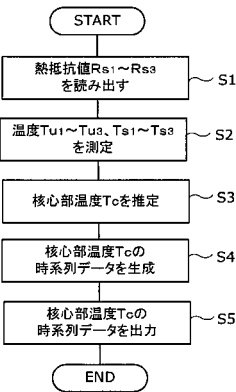
【図 6】



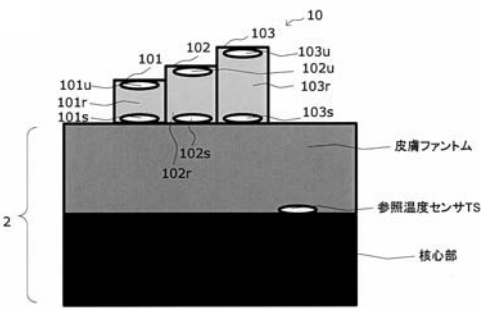
【図 7】



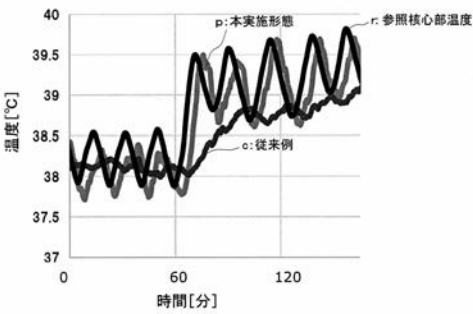
【図 8】



【図 9 A】



【図 9 B】



フロントページの続き

(72)発明者 瀬山 倫子

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