

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年1月2日(02.01.2020)



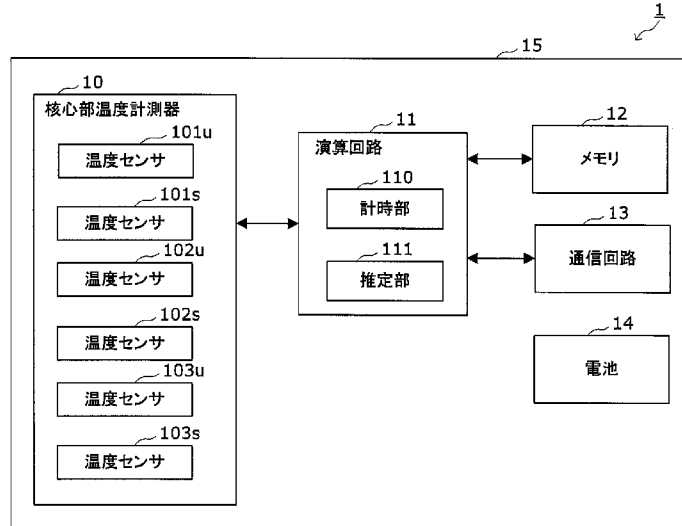
(10) 国際公開番号

WO 2020/003960 A1

- (51) 国際特許分類:
G01K 7/00 (2006.01) A61B 5/01 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/022568
- (22) 国際出願日: 2019年6月6日(06.06.2019)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2018-121861 2018年6月27日(27.06.2018) JP
- (71) 出願人: 日本電信電話株式会社 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 松永 大地 (MATSUNAGA, Daichi); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP). 田中雄次郎 (TANAKA, Yujiro); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP). 瀬山 倫子 (SEYAMA, Michiko); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 山川 茂樹, 外 (YAMAKAWA, Shigeki et al.); 〒1006104 東京都千代田区永田町2丁目11番1号 山王パークタワー4階 山川国際特許事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ,

(54) Title: INTERNAL BODY TEMPERATURE MEASUREMENT DEVICE AND INTERNAL BODY TEMPERATURE MEASUREMENT METHOD

(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



- 10 Temperature measurement instrument for core part
11 Calculation circuit
12 Memory
13 Communication circuit
14 Battery
101u, 101s, 102u, 102s, 103u, 103s Temperature sensor
110 Timer unit
111 Estimation unit

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to provide an internal body temperature measurement device capable of more accurately estimating the temperature of a core part that changes from moment to moment. This internal body temperature measurement device 1 is provided with: a plurality of heat resistant bodies 101r-103r; temperature sensors 101s-103s for measuring the epidermal temperature of a living body and temperature sensors 101u-103u for measuring the top surface temperature thereof, the temperature sensors 101s-103s being provided on one

BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告(条約第21条(3))

end and the temperature sensors 101u-103u being provided on the other end of the respective heat resistant bodies 101r-103r; a memory 12 for storing an estimation model for estimating the temperature of the core part of the living body by taking into account a thermal non-equilibrium state of the living body and heat resistance values R_{S1} - R_{S3} of the heat resistant bodies 101r-103r; and a calculation circuit 11 for using the estimation model and the heat resistance values R_{S1} - R_{S3} to estimate the temperature T_c of the core part of the living body on the basis of the plurality of temperatures measured by the temperature sensors 101s-103s and the temperature sensors 101u-103u.

(57) 要約: 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。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} ~ 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101u~103u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} ~ 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} ~ R_{S3} は互いに異なる。

明 細 書

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

技術分野

[0001] 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] 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ブを挿入したり、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] 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。

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22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

[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。
[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 9 A 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 9 B 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

[0016] 以下、本発明の好適な実施の形態について、図 1 から図 9 B 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。

[0017] 図2は、人体熱モデル(A A' B' B)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。

[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。

[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。

[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。

[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。

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。

[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 9 A および図 9 B 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 9 A 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 T_S 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 9 A 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 9 B に測定結果を示す。図 9 B の横軸は測定時間（分）を示し、縦軸は核心部温度 T_c (°C) を示している。図 9 B 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} 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。

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_{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。

[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、

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。

表皮温度: T_s

表皮

皮下組織

表皮からの深さ

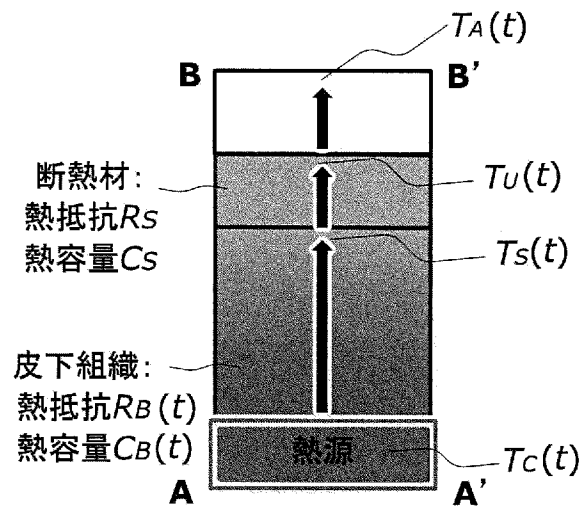
核心部

核心部温度: T_c

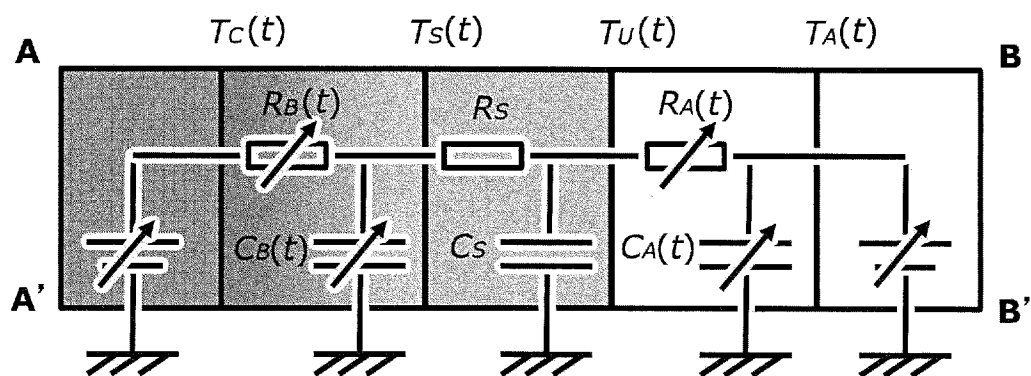
The diagram illustrates a vertical cross-section of a heat transfer model. At the bottom is a grey rectangular block labeled "熱源" (Heat Source) with temperature T_C and thermal capacity C_B . Above it is a dark grey layer labeled "皮下組織" (Subcutaneous tissue) with thermal resistance R_B and thermal capacity C_S . Above that is a light grey layer labeled "断熱材" (Insulation material) with thermal resistance R_S . The topmost layer is white, representing the environment, with temperature T_A . Arrows indicate upward heat flow from the heat source through the layers. The bottom boundary is labeled A and A' , and the top boundary is labeled B and B' . Intermediate temperatures T_U and T_S are marked at the interfaces between the layers.

The diagram shows a four-terminal network with input terminals A and A' and output terminals B and B'. The network is divided into four sections: T_C , T_S , T_U , and T_A . The first section T_C contains a capacitor C_B connected to ground. The second section T_S contains a resistor R_B in series with a capacitor C_S connected to ground. The third section T_U contains a resistor R_S in series with a capacitor C_A connected to ground. The fourth section T_A contains a resistor R_A in series with a capacitor C_A connected to ground. The input and output are terminated with impedances Z_{in} and Z_{out} , respectively.

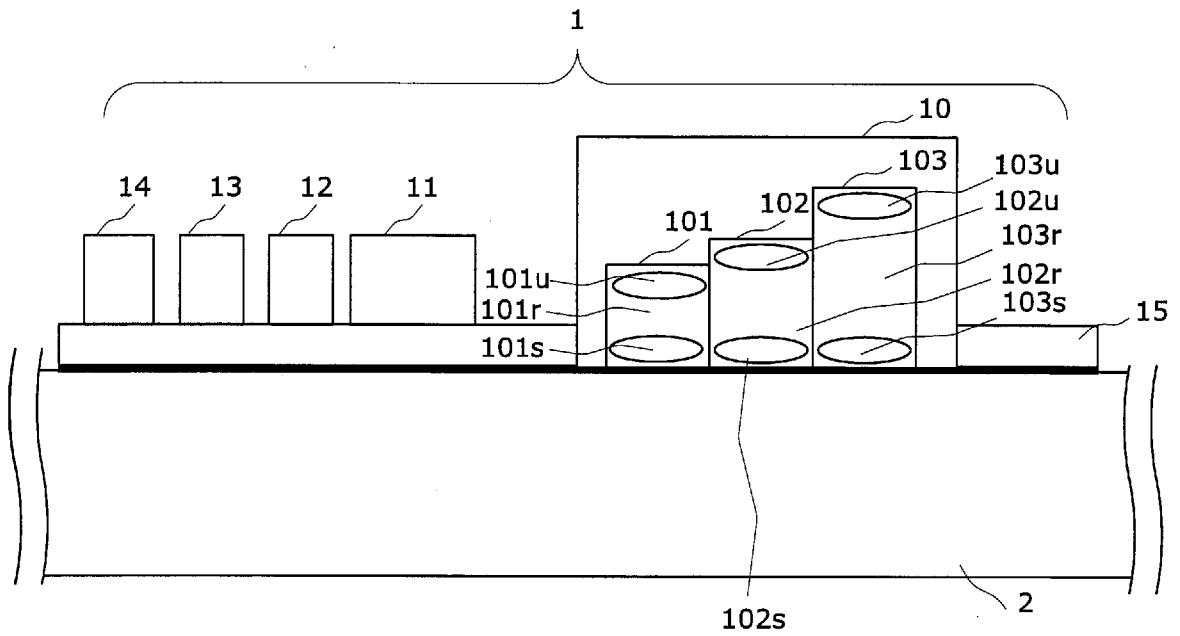
[図4]



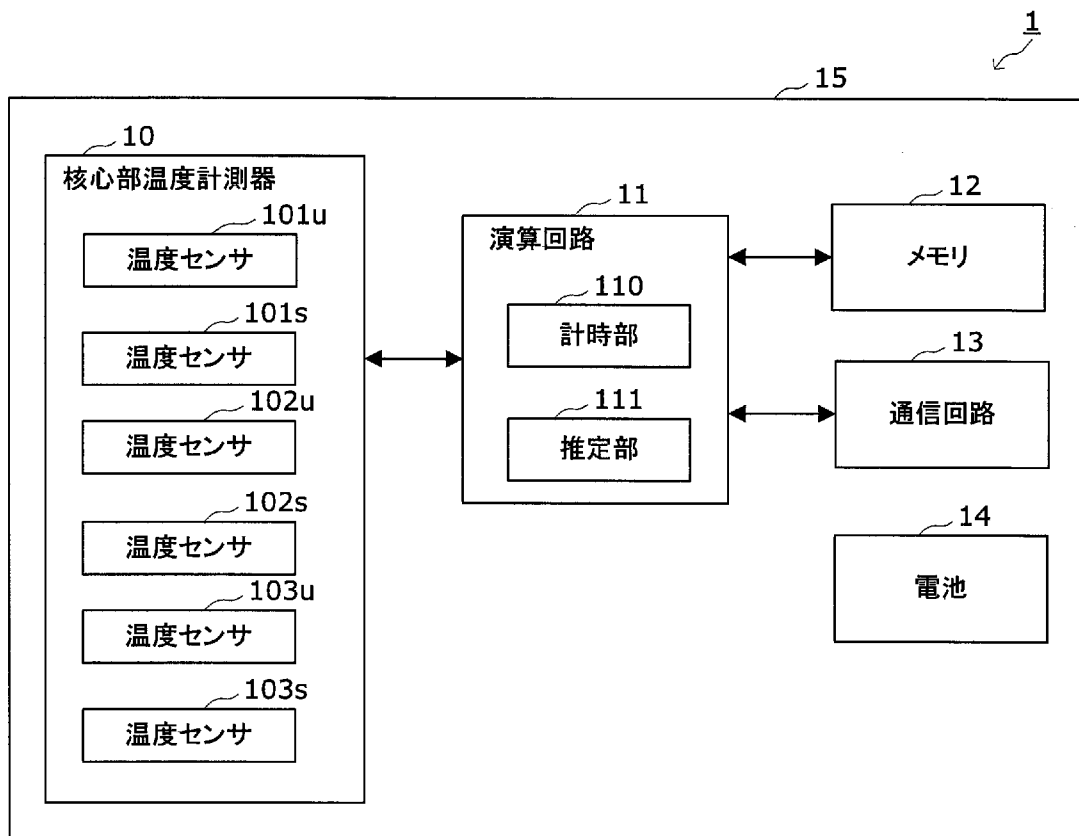
[図5]



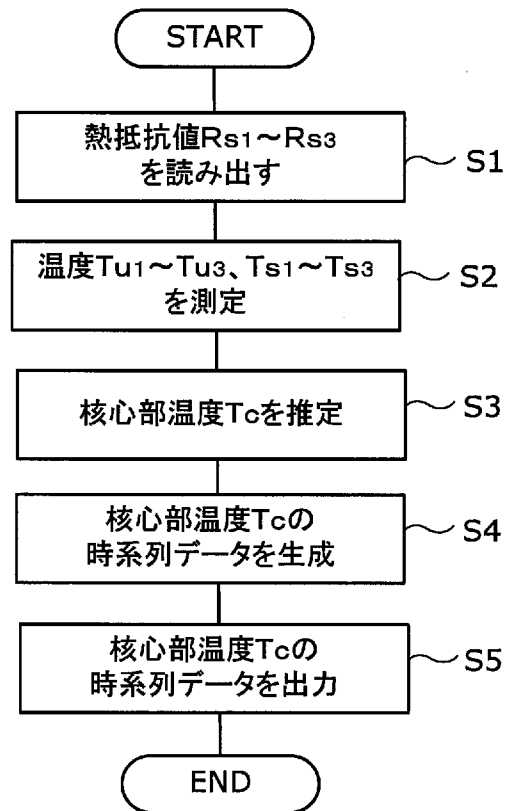
[図6]



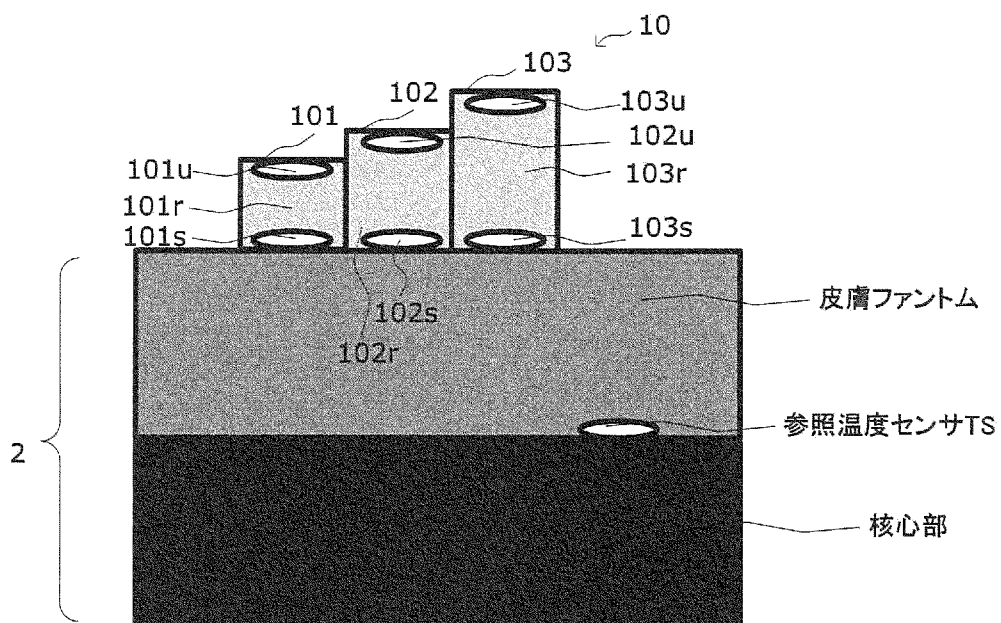
[図7]



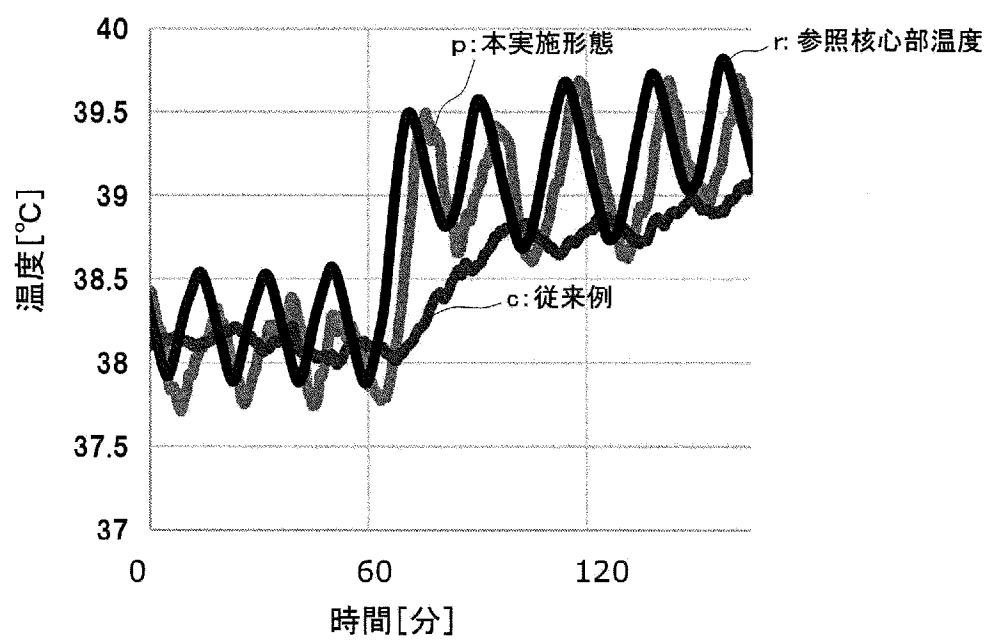
[図8]



[図9A]



[図9B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/022568

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. G01K7/00 (2006.01) i, A61B5/01 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. G01K7/00, A61B5/01

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2019

Registered utility model specifications of Japan 1996-2019

Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2009-222543 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD.) 01 October 2009, paragraphs [0073]-[0115], [0135], [0138], fig. 3-5 (Family: none)	1-3, 5 4
X A	JP 2013-210326 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD.) 10 October 2013, paragraphs [0035]-[0054], fig. 3-6 (Family: none)	1-3, 5 4
A	JP 2013-210325 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD.) 10 October 2013 & US 2015/0055681 A1 & WO 2013/145969 A1 & CN 104220855 A	1-5
A	JP 2012-132818 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD.) 12 July 2012 (Family: none)	1-5
A	JP 2008-503307 A (MEDISIM LTD.) 07 February 2008 & US 2008/0071189 A1 & WO 2005/112547 A2 & EP 1804653 A2 & CN 101247756 A	1-5

☐

Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
14 August 2019 (14.08.2019)

Date of mailing of the international search report
27 August 2019 (27.08.2019)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. G01K7/00(2006.01)i, A61B5/01(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. G01K7/00, A61B5/01

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2009-222543 A（シチズンホールディングス株式会社） 2009.10.01, 段落[0073]-[0115], [0135], [0138], 図3-5 （ファミリーなし）	1-3, 5 4
X A	JP 2013-210326 A（シチズンホールディングス株式会社） 2013.10.10, 段落[0035]-[0054], 図3-6（ファミリーなし）	1-3, 5 4

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

14.08.2019

国際調査報告の発送日

27.08.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

平野 真樹

2 F

4631

電話番号 03-3581-1101 内線 3216

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2013-210325 A (シチズンホールディングス株式会社) 2013. 10. 10, & US 2015/0055681 A1 & WO 2013/145969 A1 & CN 104220855 A	1-5
A	JP 2012-132818 A (シチズンホールディングス株式会社) 2012. 07. 12, (ファミリーなし)	1-5
A	JP 2008-503307 A (メディシム リミテッド) 2008. 02. 07, & US 2008/0071189 A1 & WO 2005/112547 A2 & EP 1804653 A2 & CN 101247756 A	1-5