

(19) 日本国特許庁 ( J P )

(12) 特 許 公 報 ( B 2 )

(11) 特許番号

特許第3536096号

( P 3 5 3 6 0 9 6 )

(45) 発行日 平成16年6月7日 ( 2 0 0 4 . 6 . 7 )

(24) 登録日 平成16年3月26日 ( 2 0 0 4 . 3 . 2 6 )

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I
G 0 1 K 7/00	3 6 1	G 0 1 K 7/00 3 6 1 H
A 6 1 B 5/00	1 0 1	A 6 1 B 5/00 1 0 1 H

請求項の数13(全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2001-324528(P2001-324528)

(22) 出願日 平成13年10月23日(2001. 10. 23)

(65) 公開番号 特開2002-202205(P2002-202205A)

(43) 公開日 平成14年7月19日(2002. 7. 19)

審査請求日 平成14年6月17日(2002. 6. 17)

(31) 優先権主張番号 特願2000-323476(P2000-323476)

(32) 優先日 平成12年10月24日(2000. 10. 24)

(33) 優先権主張国 日本 ( J P )

(73) 特許権者 000109543  
テルモ株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72) 発明者 吉中 康浩  
静岡県富士市大淵2656番地の1 テルモ株式会社内

(72) 発明者 池田 誠  
静岡県富士市大淵2656番地の1 テルモ株式会社内

審査官 榮永 雅夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 深部温度測定装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の皮膚表面に装着されるプローブを有し、前記プローブは、熱伝導体の覆いと前記皮膚表面の温度を測定する第1温度測定手段と前記熱伝導体の温度を測定する第2温度測定手段と前記熱伝導体に熱量を供給する加熱手段とを備え、前記第1温度測定手段および第2温度測定手段で測定される温度により前記加熱手段を制御することで前記皮膚表面からの放熱の補償を行い、深部温度を測定する深部温度測定装置において、前記第1温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて前記供給する熱量を決定して前記加熱手段を制御する第1加熱制御と、前記第1温度測定手段で測定される温度と前記第2温度測定手段で測定される温度の差に応じて前記供給する熱量を決定して前記加熱手段を制御する第2加熱制御とを行う加熱制御手段を備えることを特

2

徴とする深部温度測定装置。

【請求項2】 前記加熱制御手段は、前記第1加熱制御と前記第2加熱制御を、前記第1温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて切り替えることを特徴とする請求項1に記載の深部温度測定装置。

【請求項3】 前記加熱制御手段は、更に、前記第2温度測定手段で測定される温度が高温の場合には、熱量を供給しないように加熱手段を制御することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の深部温度測定装置。

10 【請求項4】 前記第2加熱制御は、前記第1温度測定手段で測定される温度と前記第2温度測定手段で測定される温度の差が所定の範囲からはずれる場合には、0%もしくは100%の制御であることを特徴とする請求項1ないし請求項3のいずれかに記載の深部温度測定装置。

【請求項5】 前記第1加熱制御により供給される熱量の

決定条件に用いるパラメータは、使用者が設定することができることを特徴とする請求項1ないし請求項4のいずれかに記載の深部温度測定装置。

【請求項6】生体の皮膚表面に装着されるプローブを有し、前記プローブは、熱伝導体の覆いと前記皮膚表面の温度を測定する温度測定手段と前記熱伝導体に熱量を供給する加熱手段とを備え、前記温度測定手段で測定される温度により前記供給する熱量を制御することで、前記皮膚表面からの放熱の補償を行い、深部温度を測定する深部温度測定装置において、前記温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて前記供給する熱量を決定して前記加熱手段を制御する加熱制御手段を備えることを特徴とする深部温度測定装置。

【請求項7】前記加熱制御手段は、更に、前記プローブの熱伝導体が高温の場合には、熱量を供給しないように前記加熱手段を制御することを特徴とする請求項6に記載の深部温度測定装置。

【請求項8】前記加熱制御手段により供給される熱量の決定条件に用いるパラメータは、使用者が設定することができることを特徴とする請求項6または請求項7に記載の深部温度測定装置。

【請求項9】熱伝導体の覆いと皮膚表面の温度を測定する第1温度測定手段と前記熱伝導体の温度を測定する第2温度測定手段と前記熱伝導体に熱量を供給する加熱手段を備える複数の種類のプローブと前記複数の種類のプローブから選択されたプローブが着脱自在に接続される本体とを有し、本体に接続されたプローブの前記第1温度測定手段および第2温度測定手段で測定される温度により前記加熱手段を制御することで皮膚表面からの放熱の補償を行い、深部温度を測定する深部温度測定装置において、前記複数の種類のプローブはプローブの種類記憶されたROMを内蔵し、前記本体は、選択されたプローブが接続されたとき、前記選択されたプローブのROMに記憶されているプローブの種類を読み込み、前記読み込んだプローブの種類に応じて前記選択されたプローブの加熱手段の制御を行うことを特徴とする深部温度測定装置。

【請求項10】前記加熱手段の制御は、前記第1温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて供給する熱量を決定して行う制御であることを特徴とする請求項9に記載の深部温度測定装置。

【請求項11】前記ROMは、プローブが前記本体と接続されるプローブのコネクタ部に内蔵されていることを特徴とする請求項9または請求項10に記載の深部温度測定装置。

【請求項12】前記ROMには、更に、前記第1温度測定手段と前記第2温度測定手段の較正情報が記憶されており、前記本体は、選択されたプローブが接続されたとき、前記選択されたプローブのROMに記憶されている較正情報を読み込み、前記読み込んだ較正情報に基づいて

温度測定を行うことを特徴とする請求項9ないし請求項11のいずれかに記載の深部温度測定装置。

【請求項13】前記較正情報は、前記ROMの複数箇所に重複して記憶されていることを特徴とする請求項12に記載の深部温度測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の深部温度を測定する深部温度測定装置（深部体温モニター）に関する。

【0002】

【従来の技術】皮下（特に、末梢）の血流温度を反映した深部温度（深部体温）を連続的に計測（モニター）することは、外科における麻酔時及び麻酔覚醒時の体温管理や血流状態の監視などで、あるいは、中核温を反映した深部温度を連続的に計測することは、心療内科における登校拒否症等の場合での体温日内変動の確認などで、それぞれ有用性が認められている。

【0003】従来、深部温度測定装置は、皮膚表面の温度を検知するプローブを皮膚表面に貼りつけて（装着して）、深部温度を測定する。このプローブの外側は、ヒーターの取り付けられたアルミブロック等の熱伝導体で覆い囲まれており、ヒーターによりプローブの熱伝導体に熱量が供給される。そして、この熱伝導体の温度と皮膚表面で測定される温度の温度差をなくするようにヒーターを制御して熱伝導体に熱量が供給されることで、皮膚表面からの放熱（熱放散）が補償できるようになっている。この皮膚表面からの放熱を補償するプローブの機構により、時間の経過と共に、やがて皮膚表面からの放熱がなくなり、皮膚表面温度が皮下の深部温度を反映するようになり、皮膚表面温度の測定を通して深部温度（深部体温）を測定することができる。このような深部温度の測定方法は、当業者には熱流補償法と呼ばれ、よく知られている。特公昭56-4848号には、このような熱流補償法に基づいた、従来の深部温度測定装置が開示されている。

【0004】しかしながら、このような単にプローブの熱伝導体の温度と皮膚表面との温度差をなくするヒーター制御のみを備える従来の深部温度測定装置では、プローブを皮膚表面に装着してから、皮膚表面の放熱がなくなり測定される皮膚温度が深部温度として測定できるまでには、20分程度の時間を要するものであった。そして、深部温度が測定できる状態までの途中の測定温度値は、臨床上はあまり意味をもたないことから、プローブを装着してから、深部温度が測定できる状態になるまでの時間を短縮することが望まれていた。また、従来の深部温度測定装置では、測定部位や測定深部に依り異なる種類のプローブを用いる場合にも同一のヒーター制御を行うものであり、プローブの種類毎に、ヒーター制御を容易に変更できるものではなかった。

10

20

30

40

50

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、適切なヒーター制御によって、すみやかに正確な深部温度を測定できる深部温度測定装置を提供することにある。

【0006】特に、プローブ装着の初期の段階で、皮膚表面の温度（実際には、プローブの皮膚表面に近い位置に設けられた温度センサにより測定される温度）の上昇の割合に応じた熱量を、プローブの熱伝導体に供給するようにヒーターを制御する（微分制御）ことで、短い時間で皮膚表面からの放熱がなくなる状態、すなわち、短い時間で深部温度を測定できる状態を実現できる深部温度測定装置を提供することにある。また、接続されるプローブの種類毎に、適切なヒーター制御に容易に変更できる深部温度測定装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】このような目的は、下記（1）～（13）の発明により、達せられる。

（1）生体の皮膚表面に装着されるプローブを有し、前記プローブは、熱伝導体の覆いと前記皮膚表面の温度を測定する第1温度測定手段と前記熱伝導体の温度を測定する第2温度測定手段と前記熱伝導体に熱量を供給する加熱手段とを備え、前記第1温度測定手段および第2温度測定手段で測定される温度により前記加熱手段を制御することで前記皮膚表面からの放熱の補償を行い、深部温度を測定する深部温度測定装置において、前記第1温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて前記供給する熱量を決定して前記加熱手段を制御する第1加熱制御と、前記第1温度測定手段で測定される温度と前記第2温度測定手段で測定される温度の差に応じて前記供給する熱量を決定して前記加熱手段を制御する第2加熱制御とを行う加熱制御手段を備えることを特徴とする深部温度測定装置。

（2）前記加熱制御手段は、前記第1加熱制御と前記第2加熱制御を、前記第1温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて切り替えることを特徴とする上記（1）に記載の深部温度測定装置。

（3）前記加熱制御手段は、更に、前記第2温度測定手段で測定される温度が高温の場合には、熱量を供給しないように加熱手段を制御することを特徴とする上記（1）または（2）に記載の深部温度測定装置。

（4）前記第2加熱制御は、前記第1温度測定手段で測定される温度と前記第2温度測定手段で測定される温度の差が所定の範囲からはずれる場合には、0%もしくは100%の制御であることを特徴とする上記（1）ないし（3）のいずれかに記載の深部温度測定装置。

（5）前記第1加熱制御により供給される熱量の決定条件に用いるパラメータは、使用者が設定することができることを特徴とする上記（1）ないし（4）のいずれかに記載の深部温度測定装置。

（6）生体の皮膚表面に装着されるプローブを有し、前

記プローブは、熱伝導体の覆いと前記皮膚表面の温度を測定する温度測定手段と前記熱伝導体に熱量を供給する加熱手段とを備え、前記温度測定手段で測定される温度により前記供給する熱量を制御することで、前記皮膚表面からの放熱の補償を行い、深部温度を測定する深部温度測定装置において、前記温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて前記供給する熱量を決定して前記加熱手段を制御する加熱制御手段を備えることを特徴とする深部温度測定装置。

（7）前記加熱制御手段は、更に、前記プローブの熱伝導体が高温の場合には、熱量を供給しないように前記加熱手段を制御することを特徴とする上記（6）に記載の深部温度測定装置。

（8）前記加熱制御手段により供給される熱量の決定条件に用いるパラメータは、使用者が設定することができることを特徴とする上記（6）または（7）に記載の深部温度測定装置。

（9）熱伝導体の覆いと皮膚表面の温度を測定する第1温度測定手段と前記熱伝導体の温度を測定する第2温度測定手段と前記熱伝導体に熱量を供給する加熱手段を備える複数の種類のプローブと前記複数の種類のプローブから選択されたプローブが着脱自在に接続される本体とを有し、本体に接続されたプローブの前記第1温度測定手段および第2温度測定手段で測定される温度により前記加熱手段を制御することで皮膚表面からの放熱の補償を行い、深部温度を測定する深部温度測定装置において、前記複数の種類のプローブはプローブの種類を記憶されたROMを内蔵し、前記本体は、選択されたプローブが接続されたとき、前記選択されたプローブのROMに記憶されているプローブの種類を読み込み、前記読み込んだプローブの種類に応じて前記選択されたプローブの加熱手段の制御を行うことを特徴とする深部温度測定装置。

（10）前記加熱手段の制御は、前記第1温度測定手段で測定される温度の上昇の割合に応じて供給する熱量を決定して行う制御であることを特徴とする上記（9）に記載の深部温度測定装置。

（11）前記ROMは、プローブが前記本体と接続されるプローブのコネクタ部に内蔵されていることを特徴とする上記（9）または（10）に記載の深部温度測定装置。

（12）前記ROMには、更に、前記第1温度測定手段と前記第2温度測定手段の較正情報が記憶されており、前記本体は、選択されたプローブが接続されたとき、前記選択されたプローブのROMに記憶されている較正情報を読み込み、前記読み込んだ較正情報に基づいて温度測定を行うことを特徴とする上記（9）ないし（11）のいずれかに記載の深部温度測定装置。

（13）前記較正情報は、前記ROMの複数箇所に重複して記憶されていることを特徴とする上記（12）に記載

載の深部温度測定装置。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、本発明の深部温度測定装置（深部体温モニター）を添付図面に示す好適実施例に基づいて詳細に説明する。

【0009】図1は、本発明の実施例の深部温度測定装置の外観概略図である。深部温度測定装置1は、装置本体2と温度を検出（測定）するプローブ3（プローブ感温部3）と、装置本体2とプローブ3を接続するプローブコネクタ（コネクタ部）4と、プローブ3とプローブコネクタ4を接続するケーブル5からなっている。プローブ3とプローブコネクタ4とケーブル5は、一体に形成されており、広義のプローブと呼ばれる。

【0010】装置本体2はプローブ3（プローブコネクタ4）が、2つ（2チャンネル）接続できるように、本体コネクタ6、7が装置本体正面に向かって両サイドに、1つずつ設けられている。便宜上、本体コネクタ6に接続されるプローブから温度情報を取り込むチャンネルをAチャンネル、本体コネクタ7に接続されるプローブから温度情報を取り込むチャンネルをBチャンネルと呼ぶ。A、B各チャンネルで測定された深部温度（深部体温）は、それぞれ、装置本体正面の上部の両サイドにあるLED表示器（好ましくは、7セグメントLED表示器）からなるLED表示部8とLED表示部9に表示される。また、同様に、A、B各チャンネルに接続されるプローブ3のヒーター制御状態（後述）が、それぞれ、表示部8、9の傍の2色LED11と2色LED12に表示される。大型のカラーLCD表示部（表示器）10では、後述のようにヒーター制御状態や温度測定の結果をグラフで表示できるようになっている。図1では、Aチャンネルの2色LED11が点灯して、LCD表示部10にはAチャンネルの深部温度の時間経過に対するトレンド・グラフが表示されている。このLCD表示部10の表示内容の切り替えは、装置本体正面に向かって左端にあるメニューキー15で選択項目を表示し、装置本体正面に向かって右端にある切り替えキー13、14を操作することで、行うことができる。また、各種設定（後述）は、装置本体正面に向かって左端にあるメニューキー15と決定キー16を操作することで、行うことができる。

【0011】図2は、プローブ3の縦の断面図である。プローブ3の皮膚と接触する面には樹脂シート31を介して皮膚表面の温度を計測するサーミスタ32（請求項1の第1温度測定手段、請求項6の温度測定手段）が設けられている。皮膚との接触部分を除くプローブ3は、外側が熱伝導体であるアルミブロック33で形成されて覆われており、プローブ3の外側を等温にすることで、プローブ3に入ってくる皮膚表面からの放熱（熱放散）をあらゆる方向で補償できる構造になっている。プローブ3のアルミブロック33の温度は、アルミブロック3

3の内部に設けられた制御サーミスタ34（請求項1の第2温度測定手段）で測定される。プローブ3の内部には、ヒーター35（加熱手段）がアルミブロック33の内側に樹脂36を介して取り付けられている。ヒーター35は、当業者によく知られているように、皮膚表面からの熱放散（放熱）を補償するためにプローブ3に熱量を与えるものであり、その熱量は、後述のように計測サーミスタ32と制御サーミスタ34で測定される温度により制御される。この制御を容易にするために、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34の間に熱抵抗を確保する必要があり、プローブ3の内部、すなわち、アルミブロック33の内部は、熱抵抗体である発泡ウレタン37が充填されている。そして、計測サーミスタ32は、アルミブロック33の外周から均等に離れたプローブ3の皮膚接触面の中心に設けられている。

【0012】図3は、本体装置2に接続されるプローブコネクタ4とそれに結合するケーブル5の一部の断面図である。ケーブル5の内部には、プローブ3の計測サーミスタ32と制御サーミスタ34から取りこまれる温度信号を伝えるリード線51がプローブコネクタ4の内部のプリント基板41に接続されている。プローブコネクタ4のプリント基板41には、EEPROM42が搭載されていて、この中には、複数箇所に重複して、個々のプローブ3で用いられている計測サーミスタ32と制御サーミスタ34の抵抗-温度変換に用いられる情報（校正情報）が、工場出荷時に書きこまれている。プローブコネクタ4が本体装置2の本体コネクタ6、7に接続されると、プローブコネクタ4の端子43が本体装置2の内部の回路（図示しない）に接続され、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34からの温度信号やEEPROM42の中の複数箇所に重複して書きこまれている（記憶されている）校正情報が、本体装置2の中に取り込まれる。EEPROM4は、本体装置4に直接接続されるプローブコネクタ（コネクタ部）4に設けられていることから、プローブの組み立て（EEPROM4からの配線等）が容易であり、また、ROMに記憶されている内容が本体で読み込まれるときノイズの影響を受けることも少ない。

【0013】サーミスタ（計測サーミスタ32と制御サーミスタ34）の工場出荷時の校正は、プローブ（プローブコネクタ4）に内蔵されているEEPROM42に校正情報が書きこまれることにより行われるため、従来のように校正用の抵抗器をプローブに設ける必要はなく、容易である。また、EEPROM42に記憶されているデータが種々の原因により破壊される場合への対応として、サーミスタ（計測サーミスタ32と制御サーミスタ34）の校正情報はEEPROM42の複数箇所に重複して記憶されており、本体装置2は正確な校正情報が取り込むことができる。すなわち、例えば、EEPROM42の4箇所に同一の校正情報が重複して書きこま

10

20

30

40

50

れている場合、本体装置2で読み込まれる4個の校正情報のうち、少なくとも3個以上の校正情報が同一のときにのみ、その同一の校正情報を正確なものと判定して本体装置2が取り込む仕様にする。この場合、すべての校正情報が異なることや2個の校正情報のみが同一のときには、読み込んだ校正情報は信頼性が低い(正確でない)ものとして本体装置2に取り込むことなく、LCD表示部10にエラー表示を出して、使用者にそのプローブ(プローブ3とプローブコネクタ4とケーブル5からなる)は使用不可であることを知らせ、別のプローブに交換することを促すことで、不正確な測定を避けることができる。また、3個の校正情報が同一で1個の校正情報のみが異なるときは、LCD表示部10に警告表示を出し、そのプローブは使用可能だが信頼性は完全でないことを使用者に知らせることもできる。

【0014】図4は、本実施例の深部体温測定装置全体のブロック図である。装置全体は、温度検出システム101と制御システム102と電源システム103と安全検出システム104のブロックで構成されている。

【0015】温度検出システム101は、プローブ部61と本体部62からなっている。プローブ部61は、計測サーミスタ32、制御サーミスタ34、ヒーター35、ケーブル5、EEPROM42からなっている。本体部62は、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34からの温度信号を取り込む検出回路81、ヒーター35を駆動する駆動回路82(加熱制御手段)、EEPROM42に記憶された情報の読み込み回路83(読み込み手段)からなっている。

【0016】制御システム102は、CPU部84とサブCPU部85からなる制御部63(加熱制御手段を含む)と、制御部63を外から操作するスイッチ86からなる操作部64と、制御部63から信号を送受信する、表示部65、ブザー部66、メモリー部67、出力部68からなっている。本実施例では、制御部63での信号処理はほとんどCPU部84で行われるが、CPU部84の暴走確認や表示部65のグラフィックLCDドライブ回路88の制御等をサブCPU部85が行っている。操作部64のスイッチ86は、図1の表示切替に用いられるキー13、14と各種設定に用いられるキー15、16、および電源スイッチ(図示せず)である。表示部65は、図1の温度を表示するLED表示部8、9及びヒーター制御状態を表示する2色LED表示部11、12を制御するLEDドライブ回路87と各種グラフを表示するLCD表示部10を制御するグラフィックLCDドライブ回路88からなっている。ブザー部66は、温度測定のエラー等を報知するブザー89からなっている。メモリー部67には、プローブ部61と同様、EEPROM90を備え、プローブ部61のEEPROM42から読み込まれたサーミスタの正確な校正情報を

CPU部84から受け取り記憶される。すなわち、EEPROM42の複数箇所に重複して書き込まれているサーミスタの校正情報は、CPU部84で読み込まれた内容の同一性が確認され、校正情報が正確なものと判定されたときに、EEPROM90に送られ記憶される(取り込まれる)。更に、このEEPROM90に記憶された校正情報を基に作られる温度変換式(抵抗-温度変換式)は、CPU部84内のRAM(図示せず)に記憶され、測定の間、温度値の算出に用いられる。出力部68は、シリアル出力91を制御して、本体装置2の内部に取り込んだ温度データ等を外部のパソコンへ転送し、外部パソコン上での、データ処理を可能とするものである。

【0017】電源システム103は、電源入力部69と電圧変換部70からなっている。電源入力部69は、AC100Vの電源92であり、電圧変換部70の中では、AC100Vの電源92が5Vのデジタル電源93と12Vのアナログ電源94に変換される。5Vのデジタル電源93は、主として制御システム102のロジック回路に用いられ、12Vのアナログ電源94は、主として、ヒータ33の駆動回路82やサーミスタ32、34からの温度信号の検出回路81に用いられる。

【0018】安全検出システム104は、プローブ異常監視回路95を備えるプローブ異常監視部71からなる。ここでは、プローブ3からの信号の断線を監視する。

【0019】図5は、本実施例の深部体温測定装置のコネクタ部(プローブコネクタ、本体コネクタ)を中心とした回路の概略である。コネクタ部では、プローブ側にヒーター35、計測サーミスタ32、制御サーミスタ34、校正情報の記憶されたEEPROM42があり、本体装置側に、ヒーター35を駆動するヒーター駆動回路82、計測サーミスタ32から温度信号を取り込む計測回路811、制御サーミスタ34から温度信号を取り込む計測回路812、EEPROM42の中の校正情報の読み込み回路83からなっている。尚、320、340は、共に、サーミスタからの温度信号を一旦線形化した温度信号にする回路である。

【0020】装置本体2の電源(図示せず)をONにすると制御部63のCPU部84では、ヒーター35、サーミスタ32、34、EEPROM42への接続を確認することで、プローブ3(プローブコネクタ4)の接続の有無が、調べられる。プローブ3が接続されている場合には、読み込み回路83は、EEPROM42の中に記憶されているサーミスタ32、34の校正情報を読み込み、本体のメモリー部67のEEPROM90に記憶し、温度変換式は、前述の通り、CPU部84の中のRAMに測定の間記憶される。プローブ3の接続の有無は、温度の計測中も監視され、プローブ3(プローブコネクタ4)が本体装置2の本体コネクタ6、7から抜か

れた場合には、メモリー部67のEEPROM90に記憶されている較正情報を消去し、プローブの抜かれたチャンネルの温度表示部8、9の表示を「— — —」とする。装置本体2の電源がONの状態、プローブ3（プローブコネクタ4）が、再び、接続された場合は、電源のONにした時と同様、再び、プローブコネクタ4の中のEEPROM42の中に記憶されているサーミスタ32、34の較正情報が読み込まれ、そのチャンネルの温度表示部8、9への温度値の表示が開始される。

【0021】プローブコネクタ4に搭載されているEEPROM42の較正情報は、電気的に書き込み消去されることから、プローブコネクタ4への電源が入った状態で本体コネクタ6、7へ挿抜を行うと、較正情報が壊れるおそれがある。従って、本実施例では、プローブコネクタ4が本体コネクタ6、7に接続されたことを検知した後、EEPROM電源がONとなりEEPROM42の較正情報が本体装置2（読み取り回路83）に読み込まれるが、較正情報が読み込まれて後は、EEPROM電源がOFFとなりEEPROMへの電流を遮断し、途中、プローブ3（プローブコネクタ4）を抜くようなことがあっても、EEPROM42の較正情報が壊れな\*

$$\text{制御量} = [\text{温度差} \div 1.07] \times 100\% \quad \dots (1)$$

制御量100%とする温度差の下限值1.07℃（所定温度）は、プローブの熱応答を考慮した適切な制御が行われるよう設定されている。制御量0%とする温度差の上限値0.167℃（所定温度）は、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34の測定精度を考慮した適切な制御が行われるよう設定されている。すなわち、これらの設定により、皮膚の放熱を超える熱量が供給されることのないように適切な制御が行われる。本実施例では、このように、温度差が所定の範囲（0.167℃～1.07℃）からはずれる場合には、比例制御を行わないで、制御をしない（0%の制御）、もしくは100%の制御を行う。

【0025】尚、温度差制御のルーチンでは、後述のフローチャートでみるように、安全のために、制御サーミスタ34の計測温度が42℃を越える場合には、制御量は、温度差の値にかかわらず0%、すなわち、熱量を供給しないように制御される。

【0026】本実施例の微分制御（請求項1の第1加熱制御、請求項6と請求項10の制御）は、計測サーミスタ32での測定温度が30～35℃の間で0.25℃/4秒以上の温度上昇（所定の温度の上昇の割合）を検出するとプローブ3が皮膚に装着されたとして、開始される。本実施例の微分制御のヒーター35の制御量は、計測サーミスタ32での測定温度の上昇の割合の条件により、以下の通りの制御量（温度上昇の割合に応じる制御量）となっている。

【0027】・0.12℃/10秒を越える温度上昇： 50

\*いようになっている。

【0022】次に、本実施例の標準設定でのヒーター35の制御方法について説明する。本実施例では、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34で測定される温度差に基づく従来の熱流補償制御（以下、温度差制御という）と制御サーミスタ34で測定される温度の微分値（温度の上昇の割合）に基づく微分制御の2つの制御を備えている。

【0023】温度差制御（請求項1の第2加熱制御）は、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34で測定される温度の差、すなわち、  
 温度差 = 計測サーミスタに測定温度 - 制御サーミスタによる測定温度  
 により（温度差に応じて）、ヒーター35の制御量が決定される。本実施例では、温度差が1.07℃（所定温度）以上のときは制御量100%、0.167℃（所定温度）以下のときは制御量0%、その間の温度差に対しては次式のように温度差に比例する（温度差に応じた）制御量でヒーター35を制御する比例制御となっている。

【0024】

$$\text{制御量} = 235 / 255 \times 100\%$$

・0.10℃/10秒を越え、かつ、0.12℃/10秒以下の温度上昇：制御量 150 / 255 × 100%

・0.06℃/10秒を越え、かつ、0.10℃/10秒以下の温度上昇：制御量 60 / 255 × 100%

・0.03℃/10秒を越え、かつ、0.06℃/10秒以下の温度上昇：制御量 20 / 255 × 100%

・0.03℃/10秒以下の温度上昇：制御量 0 / 255 × 100%

尚、微分制御のルーチンでは、後述のフローチャートでみるように、計測サーミスタ32での測定温度が、35℃以下では、温度上昇の割合にかかわらず、制御量100%である。また、安全のため制御サーミスタ34の測定温度が40℃を越えていれば以下のような制御量としている。

【0028】

40 ・40～41℃： 制御量 30 / 255 × 100%

・41～42℃： 制御量 20 / 255 × 100%

・42℃以上： 制御量 0 / 255 × 100%

すなわち、42℃を越える場合には、制御量は、温度上昇の割合にかかわらず0%、すなわち、熱量を供給しないように制御される。

【0029】以上のように、本実施例でのヒーター制御は、温度差制御と微分制御のいずれのルーチンのヒーター制御においても、制御サーミスタ34の測定温度が所定温度42℃以上（高温）になると制御量が0%となるように設定されている。すなわち、制御サーミスタ34

の測定温度は、プローブ3のアルミブロック33の温度であり、被測定者が、アルミブロック33と接触する皮膚表面で、火傷を生じることのないようにヒーター制御が行われている。

【0030】図6には、温度差制御と微分制御を用いてヒーター制御を行う本実施例の制御アルゴリズムのフローチャートが示されている。計測サーミスタ32と制御サーミスタ34では数秒（好ましくは、2秒以内）の測定周期で温度が測定されることから、温度が測定される毎に、その測定値を用いて、開始S100から終了S130までのフローを通してヒーター制御を更新する。

【0031】以下、図6のフローチャートに従って、本実施例のヒーター制御の説明と深部温度の測定過程について説明する。

【0032】深部温度の測定に際して、通常、プローブコネクタ4を本体装置2の本体コネクタ6、7に接続して、本体装置2の電源（図示せず）をONにする。その後、プローブ3は皮膚表面に装着される。このときより、フローチャートのヒーター制御S100のフローに入るが、ステップS101では、最初は、微分制御のルーチンであることを示す微分フラグはONとはなっていない。皮膚表面に装着されたプローブ3では、計測サーミスタ32での測定温度は短時間で30℃以下から皮膚表面の温度の35℃付近まで上昇する。ステップS102では、この温度上昇を検出して、過去4秒間の温度上昇が0.25℃以上であること（所定の温度上昇の割合）を条件として、ステップS103で微分フラグをONにして微分制御のルーチンに入る。ステップS104では、過去の10秒間の温度上昇値を演算し、この値によりS105～S109の判定を通して、ヒート量がステップS110、S112～S116で決定される。ここで、ヒート量は、ヒーター35によりプローブ3（アルミブロック33）に所定時間に与えられる熱量であるが、便宜上、ヒーター制御量100%の時のヒート量を255としている。ヒート量とヒーター制御量は、比例するものであり、ステップS112～S116のヒート量の決定は前述したヒーター制御量の決定を言い換えたものに過ぎない。制御サーミスタ34の測定温度が40℃（所定温度）を越える場合には、安全のためステップS117～S119の条件により、ステップS120～S122で、ヒート量の再決定が行われ、S130でヒーター制御のルーチンが終了する。尚、ステップS120のヒート量の再決定は、アルミブロック33と接触する皮膚表面で火傷を生じることのないようにするためである。以上のステップS103～S108、S112～S122は微分制御のルーチンである。[ステップS106～S110、S113～S116が微分制御に相当するステップである。]そして、次の測定周期の計測サーミスタ32と制御サーミスタ34からの温度信号が得られると、再び、ヒーター制御S100に入るが、ステ

ップS101で微分フラグがONであることから、ステップS104へとび、しばらくは、微分制御のルーチンを繰り返す。すなわち、測定の初期の段階では、ステップS105の判定で「yes」もしくは、計測サーミスタ32で計測される温度上昇が大きいため、ステップS106～S109のいずれかの判定で「no」となり、微分制御のルーチンでのヒーター制御が繰り返し行われる。

【0033】やがて、計測サーミスタ32で測定される温度上昇が小さくなると、ステップS109（所定の温度上昇の割合による条件）の判定で、「yes」となり、ステップS110でヒート量が0となってステップS111で微分フラグがOFFとなり、微分制御のルーチンから出る。

【0034】微分制御のルーチンから出ると、本実施例では、前述の温度差制御のルーチンに入る。ステップS123～S129は温度差制御のルーチンである。[ステップS123～S126、S128、S129が温度差制御に相当するステップである。]ステップS123で、計測サーミスタ32の測定温度（計測温）と制御サーミスタ34の測定温度（制御温）の温度差（補償温度）が計算され、それに基づいて、(1)式に従って、ヒーター制御量、すなわち、ヒート量がステップS124で計算される。そして、計算されたヒート量は、温度差（補償温度）の条件S125、S126、および制御サーミスタ34の測定温度の条件S127によって、ステップS128、S129で、再決定されて、S130で終了する。尚、ステップS128、S129でのヒート量の再決定は、プローブの熱応答特性やサーミスタの精度の範囲内で、適切な制御を行なうことと、アルミブロック33と接触する皮膚表面で火傷を生じることのないようにするためである。そして、次の測定周期で、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34からの温度信号が得られると、再び、ヒーター制御S100に入り、ステップS101で微分フラグがOFFであることから、ステップS102で、温度上昇を確認して、微分制御のルーチンに入るか、もしくは、前回と同じ温度差制御のルーチンに入るかが、判定され、微分制御もしくは再び温度差制御のルーチンへ入る。そして、このようなヒーター制御が、その後、測定周期毎、計測サーミスタ32と制御サーミスタ34からの温度信号が得られる度に繰り返される。一般に、測定の初期の段階では微分制御のルーチンで微分制御（請求項1の第1加熱制御、請求項6の制御）が行われ、その後、ステップS123～S129の温度差制御のルーチンに移行して温度差制御（請求項1の第2加熱制御）が行われ、温度差制御が続く。

【0035】図6のフローチャートには、記載されていないが、本実施例の装置では、計測サーミスタ32の測定温度の変動が所定値以内に収まると、それ以降、皮膚表面からの放熱が補償され、計測サーミスタ32での皮

膚表面の測定温度が実質的に安定した深部温度を表しているとみなされる。そして、このとき、本体装置2の2色LED11、12を緑点灯として、LED表示部8、9に4桁の深部温度（このときの計測サーミスタ32での皮膚表面の測定温度）が表示される。

【0036】図7は、本実施例のヒーター制御を行った場合の計測サーミスタ32の測定温度と制御サーミスタ34の測定温度とヒーター制御量が、プローブ3を皮膚表面に装着後、時間の経過（秒）と共にどのように変化するかを示したグラフである。グラフAは、計測サーミスタ32による測定温度（℃）、グラフBは制御サーミスタ34による測定温度（℃）、グラフCはヒーター制御量（％）のグラフとなっている。グラフCにみるように計測の初期の段階（180秒近傍まで）では、階段状の微分制御が行われ、グラフBの120秒近傍の山にみるように、プローブ3（アルミブロック33）に大きな熱量が供給されていることが分かる。ヒーター制御は、180秒を過ぎた辺りで、微分制御から温度差制御に移るが、しばらくは、計測サーミスタ32による測定温度より制御サーミスタ34による測定温度の方が大きいため、グラフCにみるように、ヒーター制御量0％の状態が続く。（図6のフローチャートでステップS123の補償温度が負となりS126の判定が「yes」となることによる。）300秒辺り以降では、ヒーター制御量をわずかに変動させながら皮膚からの放熱を補償する比例制御（温度差制御）が続いている。この300秒辺り以降の温度差制御の状態では、常に、制御サーミスタ34の測定温度が計測サーミスタ32の測定温度より低くなっていることから分かるように、本実施例では、熱量を与えすぎることのない適切なヒーター制御が行われている。尚、計測サーミスタ32の測定温度は、300秒ほどで、安定状態（温度上昇が実質的になくなっている状態）となっている。

【0037】図8は、比較のために、ヒーター制御を温度差制御のみで行ったグラフである。これは、従来の深部温度測定装置で行っている制御である。この場合の温度差制御の条件は、図7の本実施例の場合と同じである。すなわち、温度差が1.07℃以上のときは制御量100％、0.167℃以下のときは制御量0％、その間の温度差では（1）式の制御量でヒーター35が制御される。そして、制御サーミスタ34の測定温度が42℃を越えると、ヒーター35の制御は行われぬ。図7と同様、グラフAは、計測サーミスタ32による測定温度（℃）、グラフBは制御サーミスタ34による測定温度（℃）、グラフCはヒーター制御量（％）のグラフである。ヒーター制御量のグラフCについては、微分制御を用いないことから、図7の場合のような階段状のグラフとはならず、連続な曲線グラフとなっている。また、グラフBは制御サーミスタ34による測定温度は、常に、グラフAの計測サーミスタ32による測定温度を超

えないように適切に制御されている。しかし、このような温度差制御のみでは、常に、制御サーミスタ34の測定温度は計測サーミスタ32の測定温度を追尾するようにヒーター35の制御量がコントロールするが、計測サーミスタ32の測定温度の上昇が遅いところでは、ヒーター35から与えられる所定（単位）時間あたりの熱量は微小となっている。従って、図8では、計測サーミスタ32の測定温度は、600秒経っても、まだ、上昇過程にあることが分かる。この結果、皮膚表面からの放熱がなくなり、深部温度が測定できる状態になるまでに、約20分間を要する。

【0038】次に、本実施例の本体装置2の表示および報知の機能について、説明する。

【0039】2色LED10、11は、ヒーター制御の状態により点灯状態が変わる。すなわち、微分制御では、ヒーター制御量100％の制御中は赤点灯であり、その他の100％でない制御中は赤点滅である。温度差制御に入ってからでは、緑点滅である。そして、深部温度が測定されると緑点灯となる。

【0040】LED表示部8、9には4桁の温度数値が表示でき、計測サーミスタ32の測定温度で深部温度が測定されているときの温度表示は4桁表示である。深部温度が測定されるまでの計測サーミスタ32の測定温度は、3桁表示となっている。このような表示によって、LED表示部8、9に深部温度として表示される温度が深部温度か否かが、判断できる。

【0041】尚、本実施例には図示されていないが、微分制御と温度差制御の開始と終了時、および深部温度が測定されたとき、ブザーやスピーカーで音による報知を行うようにすることもできる。このような機構により、測定者が、測定中、常に、装置本体2を見ていなくても、制御状態や深部温度の測定時を把握することができる。

【0042】カラーLCD表示部10には、測定された深部温度が、グラフ表示される。グラフでは、深部温度が設定時間毎に、時間の経過と共に表示される。深部温度のグラフ表示は、単チャンネルについては、図1に示されるようなドット表示の他、図9のような棒グラフ表示もできる。その他、図10のように、2チャンネルで測定されたの深部温度の差、すなわちAチャンネルとBチャンネルで測定された深部温度の差をグラフ表示することもできる。また、図11のように、AとBの2チャンネルの測定された深部温度を同時に時間経過とともに折れ線でグラフ表示することもできる。これらのグラフ表示は、装置本体2の右矢印キー13を押すことで選択できる。

【0043】カラーLCD表示部10は主に体温をグラフ表示するのに使用されるが、深部温度が測定できる状態になるまでヒーター制御状態を表示する設定も、常にヒーター制御状態を表示し続ける設定も可能である。深

部温度のグラフ表示から、ヒーター制御状態の表示の切り替えは、装置本体2の右端の下矢印キー14によって行われる。

【0044】図12の(a)、(b)、それぞれ、微分制御(ルーチン)中、温度差制御(ルーチン)中のヒーター制御量の表示である。図12(a)には、AとBの各チャンネル毎にプローブの形が描かれていて、この描かれたプローブの中が4段階で青色と赤色に塗り分けられて微分制御のヒーター制御量を表示できるようになっている。ヒーター制御量が100%の表示では、プローブ全体は、すべて青色(図では黒塗り)であり、ヒーター制御量が減ると4段階で赤色の部分(図ではプローブの中の黒塗り以外の部分)が増え、ヒーター制御量が0%のときには、プローブ全体は赤色の表示となる。尚、(a)の「QUICK MODE」との表示は、深部温度を短い時間で計測できる微分制御(ルーチン)のモードでのヒーター制御量であることを示している。図12(b)にも、(a)と同様、AとBの各チャンネル毎にプローブの形が描かれていているが、この描かれたプローブの下に表示される矢印の数で温度差制御(ルーチン)のヒーター制御量を表示できるようになっている。ヒーター制御量が90~100%のとき矢印が5本、70~89%のとき矢印が4本、50~69%のとき矢印が3本、30~49%のとき矢印が2本、10~29%のとき矢印が1本、0~9%のとき矢印が0本の表示となる。

【0045】装置本体2のメニューキー15を押すことで、設定メニュー画面に移行することができる。設定メニュー画面では、「記録間隔」、「熱流制御」、「断線検出」、「通信条件」、「表示照明」、「時刻設定」、「グラフ」の7つの機能について設定することができる。「記録間隔」では文字通り深部温度の測定値を記録する時間間隔が設定される。「時刻設定」では、時刻が設定され、「表示照明」では表示画面の照度が設定される。「断線検出」ではプローブ3の断線検出の条件、「通信条件」はデータ出力時の通信速度等の条件となるパラメータが設定される。図13、図14は、それぞれ、「熱流制御」と「グラフ」の設定画面である。図13の「熱流制御」の設定画面では、微分制御の各種パラメータが設定される。開始の項目ではNo. 1~No. 4、「なし」、移行の項目では、No. 1~No. 4の設定が可能となっている。開始の項目は、微分制御へ入る条件であり、具体的には、図6のステップS102の計測サーミスタの測定温度の4秒間の上昇値(パラメータ)が4つ用意され選択設定される。「なし」は、微分制御を行わない設定である。また、移行の項目は、微分制御の中での各種条件の組であり、具体的にはステップS105~S109の温度上昇の割合等の値(パラメータ)の組である。こうして、「熱流制御」のパラメータの設定は、標準設定を、深部温度の測定部位(前額、手

足等)や測定条件(プローブ3と皮膚の間にガーゼを挿入する等)や計測目的(麻酔時監視、日内変動監視)に応じて変更できるようになっている。尚、「熱流制御」の設定については、予め測定部位や計測目的を設定項目にして、測定部位や計測目的に応じて、図6のフローチャートの中の各種パラメータの値として、最適のものが自動的に選択されるようにしてもよい。図14の「グラフ」の設定画面では、プローブ表示、温度範囲、表示時間が設定できるようになっている。図9、図10、図11等のグラフを参照して、温度範囲では、グラフ縦軸の目盛りが調節され、表示時間の設定では、グラフ横軸の目盛りが調節される。温度範囲のAUTOは、測定された深部温度の値により、グラフ縦軸の目盛りが最適に調整されるものである。プローブ表示ではONの場合には、温度値のグラフ表示を行う前に、図12(a)(b)のような制御状態の表示を行う設定であり、プローブ表示ではOFFの場合には、そのような設定を行わない設定である。

【0046】上記の各種設定の選択は、装置本体2の左端のメニューキー15で選択項目を表示し、装置本体2の右端の右矢印キー13と下矢印キー14を用いて切り替え、決定は、装置本体2の左端の決定キー16により行われる。

【0047】本実施例では、更に、プローブを数種類(例えば、3種類)用意しておき、測定部位や測定深部によって適切なプローブを適宜選択して、本体装置2に着脱自在に接続できる仕様にすることもできる。

【0048】図15(a)(b)(c)は、本実施例で用意されるプローブ感温部3の大きさが大、中、小と異なる3種類のプローブの実際的な形状概略図である。

(a)(b)(c)の3種類のプローブのプローブ感温部3は、すべて扁平な略円筒形状をしており、寸法については、高さはすべて1cm程だが、円筒の接触面の直径が、約5cm、約2.5cm、約1.5cmと(a)(b)(c)の順に小さくなっている。すなわち、プローブ感温部3の接触面積と容積が(a)(b)(c)の順に小さくなっている。

【0049】大きいプローブ感温部3を有する(a)のプローブ(以下、大きいプローブという)は、外乱の影響も少なく深部を測定するのに適するものであるが、測定部位として比較的広い皮膚表面を必要とし、また、プローブの熱容量も大きく熱補償に時間を要し、深部温度の測定には比較的長時間が必要である。一方、小さいプローブ感温部3を有する(c)のプローブ(以下、小さいプローブという)は、測定部位としては狭い皮膚面積ですみ、プローブの熱容量は小さく熱補償にあまり時間を要しないため短時間での測定を可能にするが、比較的外乱の影響を受けやすく、また、比較的深部の温度の測定は難しい。このように、複数種類のプローブを用意することで、測定部位や測定深部への適切な対応ができ

10

20

30

40

50

る。

【0050】複数の種類のプローブが本体装置2に着脱自在に接続できる仕様では、プローブ（プローブコネクタ4）に内蔵されているEEPROM42に、サーミスタの校正情報だけでなく、プローブの種類が書きこまれる（記憶されている）。また、本体装置2のメモリー部67のEEPROM90には、プローブの種類に応じて、標準設定の最適な微分制御のパラメータの組（図6のステップS105～S109の分岐条件となる10秒あたりの計測サーミスタ32での測定温度の上昇値〔測定温度の上昇の割合〕等の組）が記憶されている。最適な微分制御のパラメータの組は、プローブが小さい場合には大きい場合に比べてプローブの熱容量は小さいため、わずかのヒーター加熱でも温度の変化が大きくなることから、早めにヒート量を下げる制御（図6のステップS105～S109の分岐条件となる測定温度の上昇の割合を比較的大きくする制御）がなされる必要があるなど、一般に、プローブの種類によって異なっている。

【0051】そして、プローブコネクタ4が本体コネクタ6、7に接続されると、プローブの種類がサーミスタの校正情報とともに本体装置2（読み込み回路83）で読み込まれ、読み込まれたプローブの種類に応じて、最適な微分制御の標準設定のパラメータの組が本体装置2のメモリー部67のEEPROM90から選択して読み取られて、このパラメータの組を基に微分制御が行われる。

【0052】上述の仕様では、プローブの種類毎に設定されるパラメータは、微分制御に関するものとなっているが、更に、温度差制御の各種パラメータ（制御量を100%にする温度差の閾値1.07℃や制御量を0%にする温度差の閾値0.167℃等）や、微分制御に入る条件に関するパラメータ（4秒間の計測サーミスタの測定温度の上昇値0.25℃等）などについても、プローブの種類毎に設定できる仕様にすることもできる。

【0053】以上、本発明の深部温度測定装置の好適実施例を説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。

【0054】

【発明の効果】以上説明してきたように本発明の深部温度測定装置は、皮膚表面の温度の上昇の割合に応じた熱量を、プローブ（アルミブロック）に供給するようにヒーターを制御する（微分制御）ので、プローブを装着してから皮膚表面からの放熱がなくなる状態、すなわち、深部温度を測定できる状態までの時間を短縮でき、深部温度を短時間で測定することができる。従って、特に、短時間手術等に有用である。

【0055】また、本発明の深部温度測定装置は、上記の制御に加えて、皮膚表面の温度とプローブ（アルミブロック）の温度の温度差に応じた熱量を供給する従来の制御（温度差制御）を併用することで、皮膚表面からの

放熱をなくした深部温度を測定できる状態を維持することができる。

【0056】また、本発明の深部温度測定装置は、皮膚表面の温度の上昇の割合に応じた熱量を供給する制御（微分制御）と、皮膚表面の温度とプローブ（アルミブロック）の温度の温度差に応じた熱量を供給する制御（温度差制御）を、皮膚表面の温度上昇の割合に応じた条件により切り替えることで、効率よく、短時間で深部温度を測定できる状態を実現するとともに、その状態を安定して維持することができる。

【0057】また、本発明の深部温度測定装置は、プローブ（アルミブロック）の温度が高温の場合には、熱量を供給しないことで、アルミブロックと接触する皮膚表面で火傷が生じることがない。

【0058】また、本発明の深部温度測定装置は、皮膚表面の温度とプローブ（アルミブロック）の温度差が所定の範囲からはずれない場合に、0%もしくは100%の制御を行うことで、サーミスタの温度測定精度やプローブの熱応答特性に応じて、熱量を与え過ぎることなく適切に皮膚からの放熱を補償することができる。

【0059】そして、本発明の深部温度測定装置は、皮膚表面の温度の上昇の割合に応じた熱量を供給する制御（微分制御）では、供給する熱量を決定する各種パラメータを使用者（測定者）が設定できることで、測定部位、測定条件に適した、ヒーター制御を実現できる。

【0060】また、本発明の深部温度測定装置は、複数の種類のプローブから選択されたプローブが本体に接続され、本体はプローブが接続されたときにプローブに内蔵されたROMに記憶されているプローブの種類を読み込み、選択されたプローブの種類に応じて加熱手段の制御を行うので、プローブの種類毎に、容易に適切なヒーター制御を実現できる。特に、皮膚表面の温度の上昇の割合に応じた熱量を、プローブ（アルミブロック）に供給するようにヒーターを制御する（微分制御）場合に、プローブの種類毎に、容易に適切なヒーター制御を実現できる。ここで、ROMは、本体に接続されるプローブのコネクタ部に内蔵されていることから、プローブの組み立て（ROMからの配線等）が容易であり、また、ROMに記憶されている内容が本体で読み込まれるときノイズの影響を受けることも少ない。

【0061】更に、本発明の深部温度測定装置では、プローブに内蔵されたROMに温度測定手段（サーミスタ）の校正情報が書きこまれる（記憶される）ことから、校正用の抵抗器をプローブに設けることに比べて、工場出荷時の温度測定手段（サーミスタ）の校正が容易である。また、ROMには、温度測定手段（サーミスタ）の校正情報が複数箇所に重複して書きこまれることから、本体へ正確な校正情報を取り込むことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例の深部温度測定装置の外観図で

ある。

【図2】本発明の実施例のプローブ断面図である。

【図3】本発明の実施例のコネクタ部の縦断面図である。

【図4】本発明の実施例の装置全体のブロック図である。

【図5】本発明の実施例のコネクタ部を中心とした回路である。

【図6】本発明の実施例のヒーター制御のフローチャートである。

【図7】本発明の実施例のヒーター制御による温度上昇グラフである。

【図8】従来のヒーター制御による温度上昇グラフである。

【図9】本発明の実施例の単チャンネルの測定温度の棒グラフ表示である。

【図10】本発明の実施例の2チャンネルの測定温度の差分棒グラフ表示である。

【図11】本発明の実施例の2チャンネルの測定温度の線グラフ表示である。

【図12】本発明の実施例の制御状態の表示である。

【図13】本発明の実施例の微分制御の設定画面である。

【図14】本発明の実施例のグラフ表示の設定画面である。

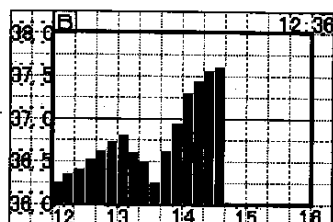
【図15】本発明の実施例で用意される3種類のプローブの概略図である。

【符号の説明】

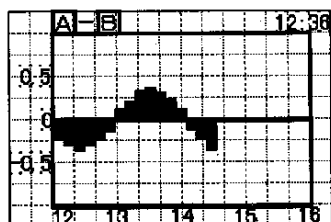
- 1…深部温度測定装置
- 10…LCD表示部
- 101…温度検知システム
- 102…制御システム
- 103…電源システム
- 104…安全検出システム
- 11、12…2色LED
- 13、14…切り替えキー
- 15…メニューキー
- 16…決定キー
- 2…装置本体
- 3…プローブ（プローブ感温部）

- \*31…樹脂シート
- 32…計測サーミスタ
- 320…計測サーミスタの温度信号の線形化回路
- 33…アルミブロック
- 34…制御サーミスタ
- 340…制御サーミスタの温度信号の線形化回路
- 35…ヒーター
- 36…樹脂
- 37…ウレタン樹脂
- 10 4…プローブコネクタ
- 41…プリント基板
- 42…EEPROM
- 43…端子
- 5…ケーブル
- 51…リード線
- 6、7…本体コネクタ
- 61…プローブ部
- 62…本体部
- 63…制御部
- 20 64…操作部
- 65…表示部
- 66…ブザー部
- 67…メモリー部
- 68…出力部
- 69…電源入力部
- 70…電圧変換部
- 71…プローブ異常監視部
- 8、9…LED表示部
- 81…検出回路
- 30 811、812…計測回路
- 82…ヒーター駆動回路
- 83…EEPROMの読み込み回路
- 84…CPU部
- 85…サブCPU部
- 86…スイッチ
- 87…LEDドライブ回路
- 88…グラフィックLCDドライブ回路
- 89…ブザー
- 90…EEPROM
- \*40 91…シリアル出力

【図9】



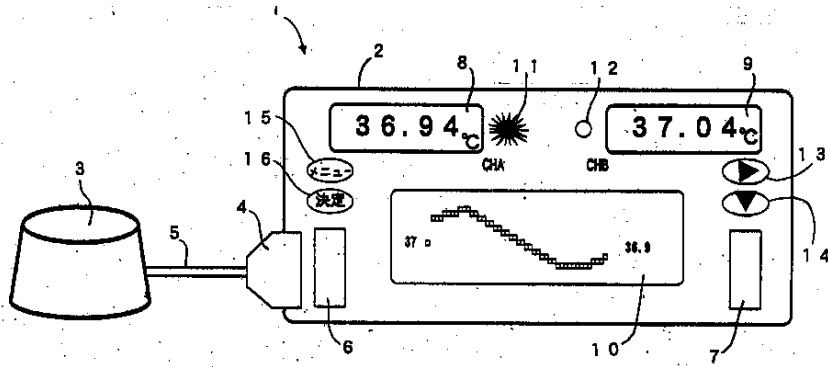
【図10】



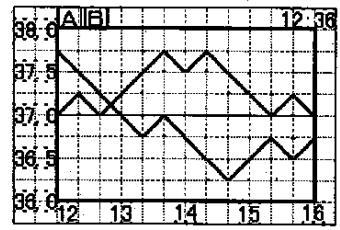
【図14】

設定メニュー		決定キーで更新	
記録間隔	プローブ	温度	表示
熱流制御	表示	範囲	時間
断線検出	ON	0~50	6.5分
通信条件	OFF	20~45	13分
表示照度		30~40	25分
時刻設定		AUTO	51分
グラフ			96分
			192分

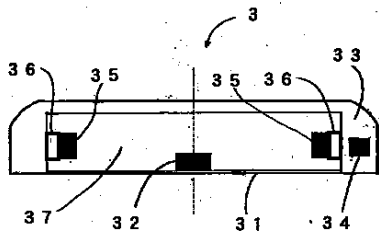
【図1】



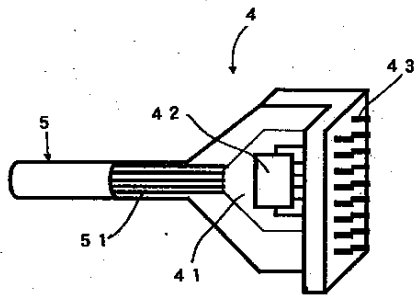
【図11】



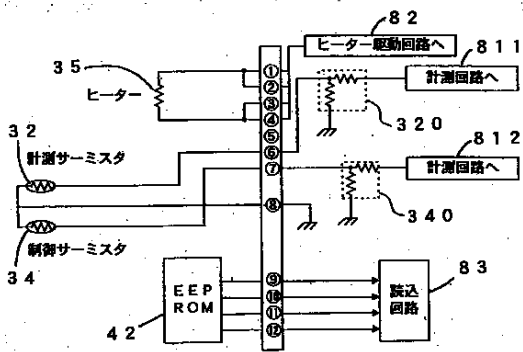
【図2】



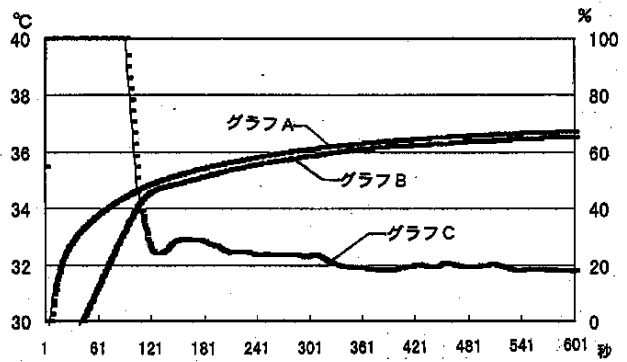
【図3】



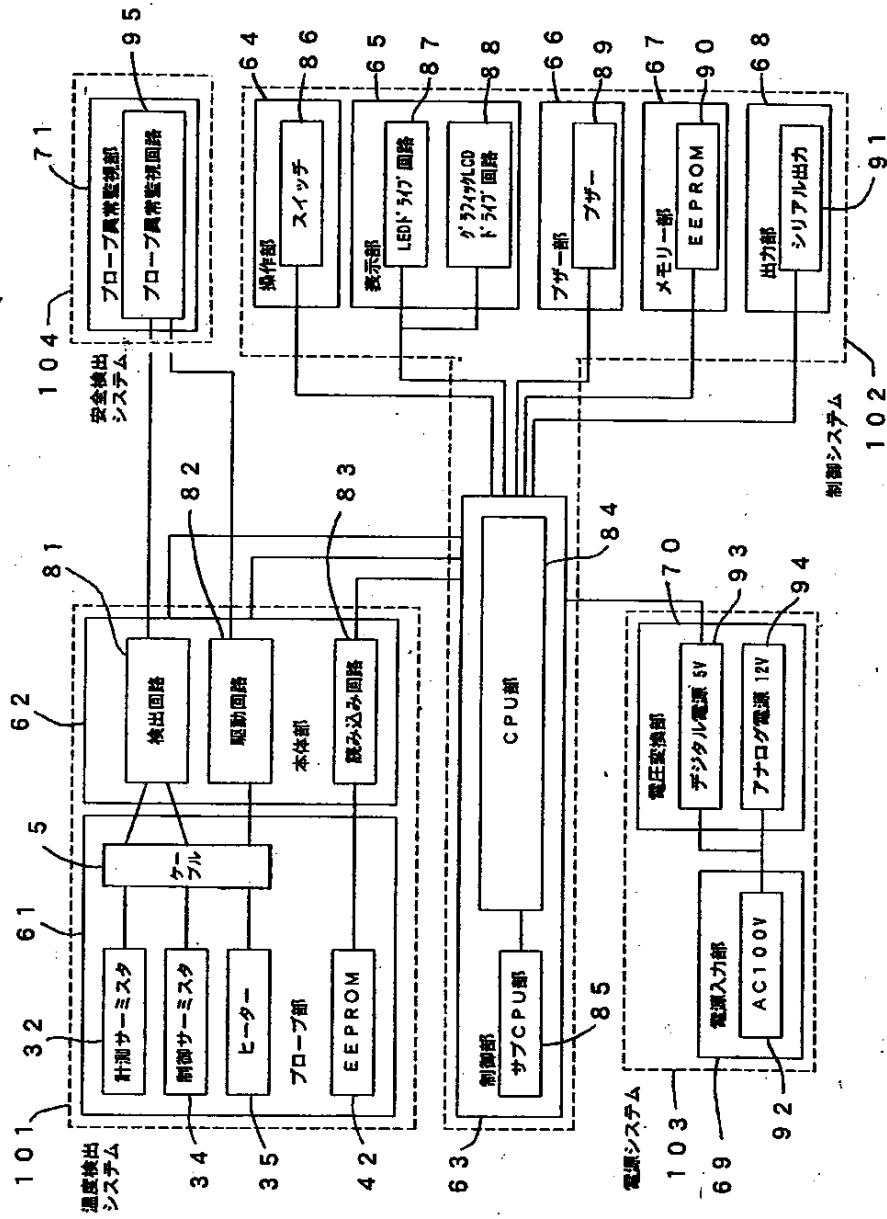
【図5】



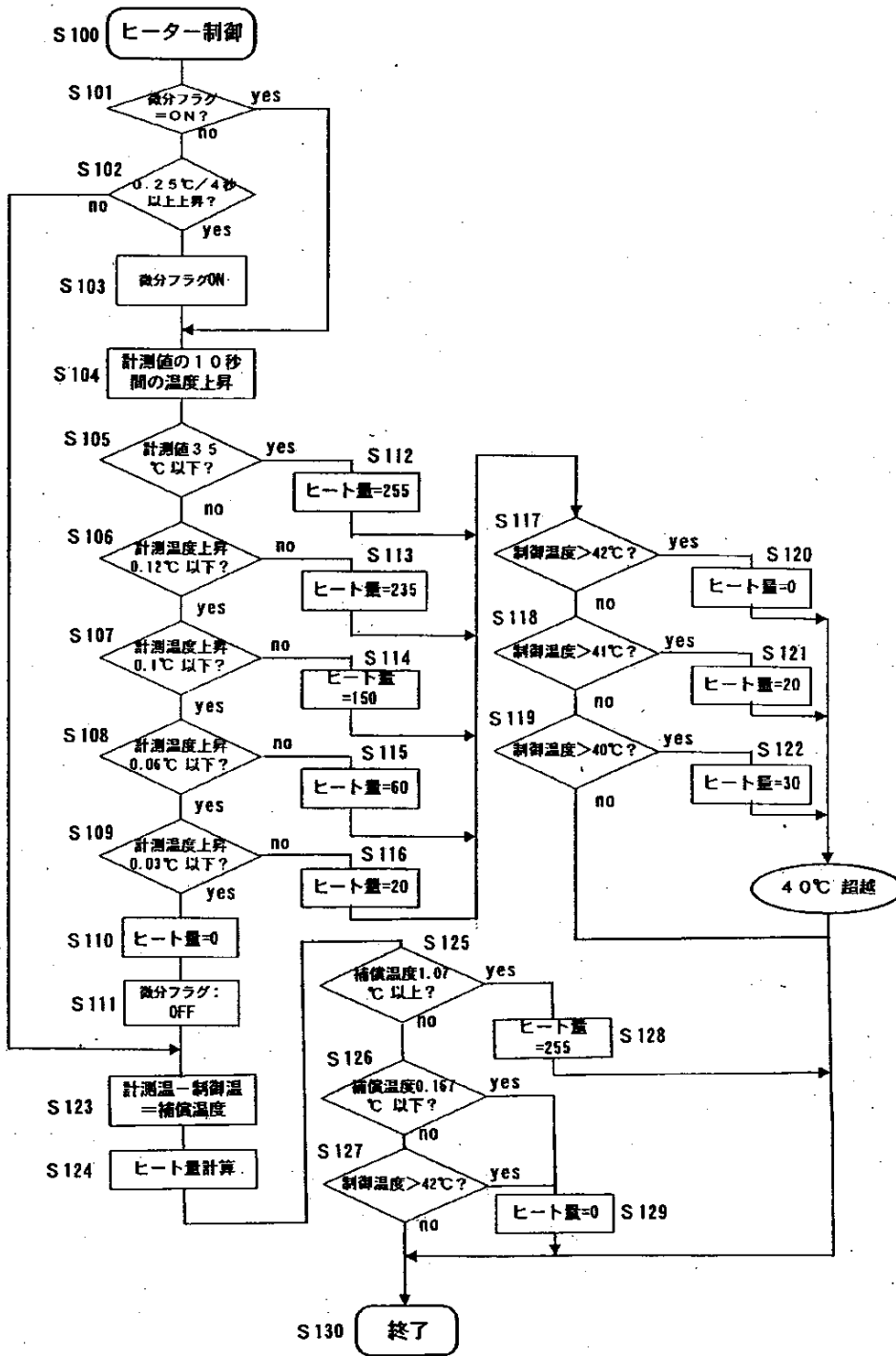
【図8】



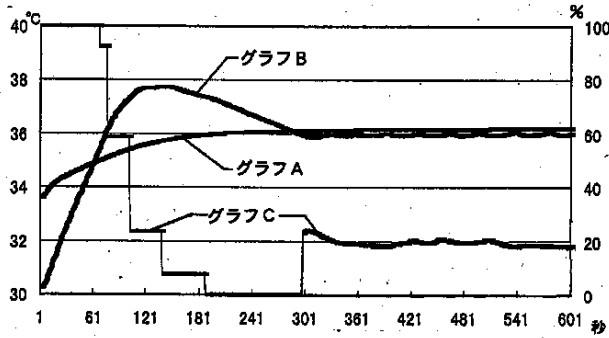
【図4】



【図6】



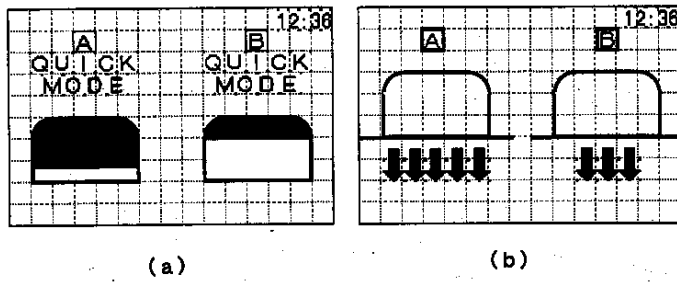
【図7】



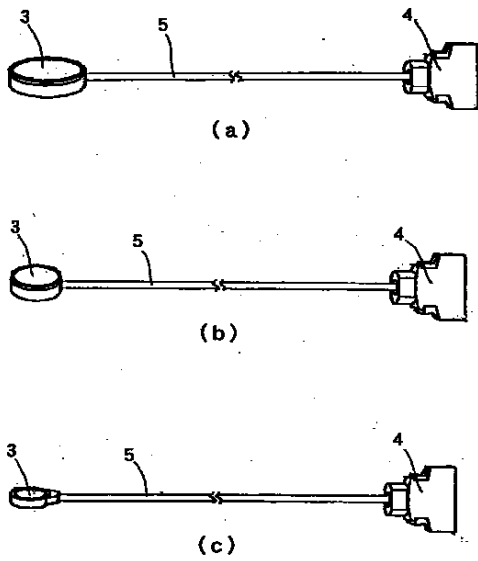
【図13】

設定メニュー		決定キーで更新	
記録間隔	クイックスタート		
熱流制御	開始	移行	
断線検出	NO.1	NO.1	
通信条件	NO.2	NO.2	
表示照度	NO.3	NO.3	
時刻設定	NO.4	NO.4	
グラフ	なし		

【図12】



【図15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 昭54-100784 (J P, A)  
特開 昭56-4848 (J P, A)  
特開 昭61-296228 (J P, A)  
特開 平3-255323 (J P, A)  
特開 平8-145804 (J P, A)  
実開 昭60-48133 (J P, U)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, D B名)

G01K	7/00	341
G01K	7/00	361
A61B	5/00	101

专利名称(译)	深部温度测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP3536096B2</a>	公开(公告)日	2004-06-07
申请号	JP2001324528	申请日	2001-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	吉中康浩 池田誠		
发明人	吉中 康浩 池田 誠		
IPC分类号	G01K A61B A61B10/00 A61B5/00 A61B5/01 G01K7/00		
FI分类号	G01K7/00.361.H A61B5/00.101.H A61B10/00.F A61B5/01.250		
F-TERM分类号	4C117/XA04 4C117/XB01 4C117/XC19 4C117/XC27 4C117/XC31 4C117/XD04 4C117/XD16 4C117/XD37 4C117/XE23 4C117/XG01 4C117/XG19 4C117/XJ11 4C117/XJ16 4C117/XJ44 4C117/XJ46 4C117/XJ48 4C117/XM05 4C117/XP01 4C117/XP11 4C117/XP12		
优先权	2000323476 2000-10-24 JP		
其他公开文献	JP2002202205A		

摘要(译)

要解决的问题：提供一个深部温度测量装置，能够通过适当的加热器控制快速测量深部温度。 解决方案：除了传统热流补偿的控制之外，本发明的深部温度测量装置在将探头3安装在皮肤表面上并开始测量的初始阶段测量，取决于测量温度的升温速率通过加热器35控制供给探头3（铝块33）的热量，可以在短时间内消除来自皮肤表面的热辐射，并实现可以测量深部温度的状态。

設定メニュー	決定キーで更新		
記録間隔	グラフ	温度	表示
熱流制御	表示	範囲	時間
断線検出	ON	0~50	6.5分
通信条件	OFF	20~45	13分
表示精度		30~40	25分
時刻設定		AUTO	51分
グラフ			96分
			192分