

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6666446号
(P6666446)

(45) 発行日 令和2年3月13日 (2020.3.13)

(24) 登録日 令和2年2月25日 (2020.2.25)

(51) Int. Cl.	F I
GO 1 K 7/00 (2006.01)	GO 1 K 7/00 3 4 1 P
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/01 1 5 0

請求項の数 14 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2018-532172 (P2018-532172)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年12月21日 (2016.12.21)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2019-501389 (P2019-501389A)		ヴェ
(43) 公表日	平成31年1月17日 (2019.1.17)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/082200		N. V.
(87) 国際公開番号	W02017/108964		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87) 国際公開日	平成29年6月29日 (2017.6.29)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	令和1年8月19日 (2019.8.19)		2
(31) 優先権主張番号	15201450.2	(74) 代理人	100107766
(32) 優先日	平成27年12月21日 (2015.12.21)		弁理士 伊東 忠重
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦
		(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
早期審査対象出願			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 熱流センサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

受動型デュアル熱流センサであって、
 温度監視プロシーダの間に対象に置かれる接触面と、
 下側レイヤと、
 上側レイヤと、
 当該センサの前記下側レイヤの内面に配置される内部サーミスタ、及び当該センサの前記上側レイヤの上面に配置される上部サーミスタを有する縦型サーミスタ配置と、
 複数の複合サーミスタ配置と
 を有し、
 複合サーミスタ配置は、
 当該センサの前記下側レイヤの内面に配置される内部サーミスタと、
 当該センサの前記下側レイヤの上面に配置され、前記対象から外へ向かう垂直な熱流を測定するよう前記複合サーミスタ配置の内部サーミスタに対して配置される上部サーミスタと、
 前記接触面に沿って水平な熱流を測定するよう前記複合サーミスタ配置の内部サーミスタと列をなして配置される側方サーミスタと
 を有する、
 前記受動型デュアル熱流センサ。

【請求項 2】

少なくとも4つの複合サーミスタ配置を有する
請求項1に記載の受動型デュアル熱流センサ。

【請求項3】

複数の垂直なサーミスタ対を有し、
垂直なサーミスタ対は、内部サーミスタ及び上部サーミスタを有する、
請求項1又は2に記載の受動型デュアル熱流センサ。

【請求項4】

当該センサの外表面は露出される、
請求項1乃至3のうちいずれか一項に記載の受動型デュアル熱流センサ。

【請求項5】

前記縦型サーミスタ配置は、当該熱流センサにおいて中心に位置付けられる、
請求項1に記載の受動型デュアル熱流センサ。

【請求項6】

請求項1乃至5のうちいずれか一項に記載の受動型デュアル熱流センサにより対象の温度を測定する方法であって、

当該方法は、

温度監視プロシージャの間に前記対象に前記受動型デュアル熱流センサの接触面を置く
ステップと、

前記受動型デュアル熱流センサのサーミスタによって収集された温度測定値を受け取る
ステップと、

前記受け取られた温度測定値に基づいて前記対象の温度を計算するステップと
を有する、
方法。

【請求項7】

最大の垂直熱流に関連するサーミスタを特定するよう前記受動型デュアル熱流センサの
前記複合サーミスタ配置の温度測定値を比較するステップと、

隣接する複合サーミスタを特定するステップと、

前記隣接する複合サーミスタの温度測定値に基づき前記対象の温度を計算するステップ
と

を有する

請求項6に記載の方法。

【請求項8】

前記対象の温度を計算することより前に1つ以上の温度測定値を平均するステップを有
する

請求項6又は7に記載の方法。

【請求項9】

前記受動型デュアル熱流センサの前記複合サーミスタ配置の温度測定値を比較するステ
ップと、

信頼できない温度測定値を提供する複合サーミスタ配置を特定するステップと、

前記信頼できない温度測定値を提供する複合サーミスタ配置によって収集された温度測
定値を捨てるステップと

を有する

請求項6乃至8のうちいずれか一項に記載の方法。

【請求項10】

対象の温度をモニタする温度検知配置であって、

請求項1乃至5のうちいずれか一項に記載の受動型デュアル熱流センサと、

前記受動型デュアル熱流センサのサーミスタから温度測定値を受け取り、該受け取られ
た温度測定値に基づいて前記対象の温度を計算するよう配置される評価ユニットと

を有する前記温度検知配置。

【請求項11】

前記受動型デュアル熱流センサは、温度測定値を前記評価ユニットへ送信する無線インターフェイスを有する、

請求項 10 に記載の温度検知配置。

【請求項 12】

前記受動型デュアル熱流センサは無線デバイスとして実現される、

請求項 10 又は 11 に記載の温度検知配置。

【請求項 13】

前記評価ユニットはポータブル・デバイスとして実現される、

請求項 10 乃至 12 のうちいずれか一項に記載の温度検知配置。

【請求項 14】

患者支持デバイスに組み込まれる

請求項 10 乃至 13 のうちいずれか一項に記載の温度検知配置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、熱流センサ、熱流センサにより対象の温度を測定する方法、及び温度検知配置に関する。

【背景技術】

【0002】

中核体温（C B T ; Core Body Temperature）は、医療環境において重要なバイタルサインである。麻酔状態下の患者は、彼／彼女の体温を調節することができず、手術室は、一般的に、低い温度に冷やされる。身体の中核温が 36 度を下回って潜在的に危険な温度まで下がると、低体温症が起きる。外科患者は、手術室から出るとしばしば体温が降下している。体温降下作用は組織へのショックとなるので、低体温の患者は、特に手術後の最初の 24 時間の間に、心臓合併症のリスクがある。低体温症に関連した他の問題は、感染症及び出血のリスク増加である。そのような理由により、C B T は、一般的に、医療処置中に、又は回復患者の長期モニタリングの間に、念入りにモニタされる。従来の方法は、加熱要素及び加熱要素を制御する制御ループを必要とする能動型熱流センサ又は侵入的なプローブ（食道、直腸、尿道）を伴いうる。

【0003】

加熱要素を必要としない受動型熱流センサは、それらが患者にとってそれほど危険でないという利点を有し、比較的ほとんど電力を消費しない。従来の熱流センサは、外向き方向（例えば、センサが適用される皮膚の表面に対して外側）においてしか熱流を測定することができない。しかし、中核体温は、身体から外に向かってだけでなく、全ての方向において流れる。そのため、従来の受動型熱流センサは、センサが適切に断熱されない限り、一般的に、必要な精度で中核体温を測定することができない（このことは、周囲の断熱によりセンサのサイズを大きくする。）。もう一つの問題は、身体とセンサとの間の接触域が滅多に熱的に一様でない点である。特に、これは、センサの接触域が一般的に極めて大きくなければならないからである。例えば、患者の頭部にわたる温度プロファイルは、皮膚の下の動脈の位置によって著しい違いを示しうる。2 つ以上の縦型サーミスタ配置を使用する従来型の受動型熱流センサは、皮膚へのセンサの接着不足に起因して、又はセンサと皮膚との間の空洞部分に起因して、不正確な温度測定を提供しうる。そのような状況は、あちこち移動する患者によって装着された装着型センサの場合に起こることがある。更に、従来の熱流センサは、周囲温度の変化に極めて敏感である。

【0004】

従って、本発明の目的は、対象の温度を測定する改善された熱流センサを提供することである。

【発明の概要】

【0005】

本発明の目的は、請求項 1 の受動型熱流センサによって；そのような受動型熱流センサ

10

20

30

40

50

により対象の温度を測定する請求項7の方法によって；及び請求項11の温度検知配置によって達成される。

【0006】

熱流センサは、温度監視プロシージャの間に対象に置かれる接触面を有する。本発明に従って、熱流センサは、複数の複合サーミスタ配置を有し、夫々の複合サーミスタ配置は、（センサの内面に配置される）内部サーミスタと、（センサの上面に配置され、）対象から外へ向かう垂直な熱流を測定するよう、すなわち、内部サーミスタと上部サーミスタとの間の熱流を測定するよう内部サーミスタに対して配置される上部サーミスタと、更には、接触面に沿って水平な熱流を測定するよう、すなわち、内部サーミスタと側方サーミスタとの間の熱流を更に測定するよう内部サーミスタに対して配置される側方サーミスタとを有する。

10

【0007】

特許請求の範囲で使用される幾何学用語は、対象の外面を表す仮定の水平面と関係しており、基準スペースを画定するためにしか用いない。従って、“水平な熱流”は、対象の表面に沿ったあらゆる熱流であり、“垂直な熱流”は、対象の表面から外へ向かうあらゆる熱流である。実際には、センサは、例えば、患者の皮膚に取り付けられる場合に、如何なる位置付けも取ることができる点が理解されるべきである。

【0008】

本発明と関連して、1つのサーミスタの他のサーミスタに対する配置は、本質的に、ある方向に整列され、熱流がその方向に沿って測定されるべきであるということを意味すると理解されるべきである。ここでも、幾何学用語“上部”、“内部”及び“外部”は、基準スペースと関連して使用される。従って、内部サーミスタはセンサの内面に配置され、上部サーミスタは、センサの外面向いて配置され、それにより、上部サーミスタは、対象から外へ向かう熱流を測定するよう内部サーミスタと垂直に列となるようにされることが理解されるだろう。外へ向かう熱流は、対象がセンサよりも温かい場合には、内部サーミスタから上部サーミスタへの向きであり、対象がセンサよりも冷たい場合には、熱流の方向は逆になる。同様に、側方サーミスタは、対象の表面に沿って、例えば、患者の皮膚に沿って熱流を測定するよう内部サーミスタと列になって配置されることが理解されるだろう。横に向かう熱流は、内部サーミスタから側方サーミスタの間の向きであり、内部センサ領域と側方サーミスタを含むセンサの側面との間の如何なる温度差も検出する働きをする。

20

30

【0009】

本発明に従う熱流センサの利点は、通常の縦型熱流モニタと横型熱流モニタとの組み合わせがより一層正確な温度測定を可能にする点である。特に、これは、横方向の熱流が、（いくつかの従来の熱流センサの場合のように）単に推定されるのではなく、明白に測定されるからである。対象、例えば、手術中及びその後の患者の中核体温は、より高い精度で決定され得る。それにより、低体温症のような危機的な状況は検出されて、タイムリーに処置され得る。

【0010】

本発明に従って、そのような受動型熱流センサにより対象の温度を測定する方法は、温度監視プロシージャの間に対象に熱流センサの接触面を置くステップと、熱流センサの少なくとも1つの複合サーミスタ配置によって収集された温度測定を受け取るステップと、該温度測定から対象の温度を計算するステップとを有する。

40

【0011】

本発明の方法は、本発明の熱流センサにおける複合サーミスタ配置の横方向の熱流モニタによって提供される追加情報によって有利に正確な結果を示すことができる。これは、正確な温度監視が、例えば、患者の中核体温に関する正確な情報を医療関係者に提供するために必要とされる状況において、例えば、早急な意志決定を要する緊急事態において、非常に有利となり得る。

【0012】

50

本発明に従って、温度検知配置は、そのような熱流センサと、サーミスタから温度測定値を受け取り、該温度測定値に基づいて対象の温度を計算するよう配置される評価ユニットとを有する。

【0013】

従属請求項及び以下の記載は、本発明の特に有利な実施形態及び特徴を開示する。実施形態の特徴は、必要に応じて組み合わせられてよい。1つの請求項カテゴリと関連して記載される特徴は、他の請求項カテゴリに同様に適用され得る。

【0014】

本発明と関連して、用語“対象”は、如何なる生物にも関係があり得る。重大な熱的条件は、一般的に、人間の患者が低体温症又は高熱の状態に入りうる手術状況、緊急医療状況、などと関連して起きる。従って、決して本発明を制限せずに、語“対象”及び「患者」は、以下において同義語と見なされてよい。本発明と関連して以下で使用される語“熱流センサ”は、受動型熱流センサを指すと考えられてよい。望ましくは、受動型熱流センサは、発泡材料から作られ、本発明の熱流センサの外表面は、周囲環境に様にさらされる。更に望ましい実施形態では、センサの上の位置にある適切な材料の均一な層は、センサをダメージから守るために使用されてよい。なお、そのような保護層の如何なる熱的影響も各上部サーミスタに同等に適用されるだろうことが理解されるべきである。換言すれば、本発明の受動型熱流センサの上部サーミスタは、周囲環境によって様に影響を及ぼされるよう配置される。

【0015】

サーミスタは、温度の変化にตอบสนองして電気抵抗が変化するデバイスであり、熱流センサの材料に組み込まれ得る。サーミスタは、2つの電気コネクタを備えた部品として実現され、それにより、それは、適切な回路に含まれ得る。温度変化は、回路による実現化次第で、電流又は電圧の変化として記録される。サーミスタ部品は、小型集積回路（IC；Integrated Circuit）デバイスとしても実現され得る。

【0016】

導入部で示されているように、サーミスタ対の1つ以上の縦型配置を使用する受動型熱流センサは先行技術から知られている。本発明の熱流センサは、患者の表面に沿って横方向の熱流も検出及び測定することで温度測定の感度を高め、患者の温度は、縦方向の熱流及び横方向の熱流の測定から推定される。本発明の熱流センサは、以下では単に改良型熱流センサと呼ばれることがある。以下で、語“複合サーミスタ配置”及び“改良型サーミスタ配置”は、従って、同義的に使用されてよい。同様に、語“サーミスタ配置”及び“サーミスタ構成”は同義的に使用されてよい。語“温度測定値”は、サーミスタによって評価ユニットへ報告される量として理解されるべきであり、一方、語“温度測定”は、対象の検知された温度、すなわち、熱流センサの評価ユニットによって、又は温度検知配置の評価ユニットによって報告される温度に関係がある。

【0017】

2つのサーミスタ（内部サーミスタ及び上部サーミスタ；内部サーミスタ及び側方サーミスタ）の間の中間経路の熱伝導抵抗は、センサの材料及びセンサの厚さのような温度モニタの構造特性によって決定される。熱伝導抵抗は測定可能であり、既知の量であり得る。

【0018】

正確な温度検知のために、本発明の熱流センサの如何なる内部サーミスタも、望ましくは、センサの接触面に近く、あるいはそれと一致する。同様に、改良型サーミスタ構成の如何なる側方サーミスタも、望ましくは、センサの外側領域に向いて位置付けられ、やはりセンサの接触面に近く、あるいはそれと一致する。如何なる上部サーミスタも、望ましくは、センサの“最上”面、すなわち、センサに取り付けられる場合にその外表面に近い。

【0019】

本発明の1つの好適な実施形態では、サーミスタは、ワイヤ接続を介して評価ユニットへ接続され得る。例えば、温度測定値は、ケーブル接続によってセンサへ接続されている

評価ユニットによって受け取られ得る。本発明の他の好適な実施形態では、センサは、温度測定値を無線で評価モジュールへ送信するインターフェイスを装備され得る。センサはまた、アナログの測定値をデータ送信のためにデジタル値に変換するアナログ・デジタル・コンバータを組み込んでよい。本発明の温度検知配置の熱流センサは、望ましくは、装着型デバイスとして実現され得る。すなわち、患者は、長期の温度監視インターバルのために熱流センサを身に付けることができる。本発明の温度検知配置の評価ユニットは、望ましくは、ポータブル・デバイスとして実現され得る。例えば、患者又は何らかの医療関係者は、温度展開を観察するために、タブレット・コンピュータ又はスマートフォンのような、ディスプレイを備えた手持ち式デバイスを使用することができる。装着の実現化において、温度監視の結果は、スマート・ウォッチ又は同様のデバイスのディスプレイ上に示され得る。本発明の更なる好適な実施形態では、温度検知配置は、外科手術の現場における手術台、病院のベッドのマットレス、乳児のスリーピング・バッグ又は新生児病棟の保育器、などのような患者支持デバイスに組み込まれ得る。

10

【 0 0 2 0 】

本発明の熱流センサの比較的簡単な実施形態では、単一の内部サーミスタが使用され、これは上部サーミスタへ、そして、深部体温の正確な推定のための有利なサイド補償を達成するために側方サーミスタへも接続される。温度監視インターバルの間、3つのサーミスタの温度が観察される。深部体温 T_{db} (中核体温) は、次の式 (1) として表され得る：

20

【 0 0 2 1 】

【 数 1 】

$$T_{db} = T1 + \left[\frac{\frac{T1-T2}{RV} + \frac{T1-T3}{RH}}{R_B} \right] \quad (1)$$

式 (1) において、 $T1$ は内部サーミスタの温度であり、 $T2$ は上部サーミスタの温度であり、 $T3$ は側方サーミスタの温度であり、 RV は内部サーミスタと上部サーミスタとの間の“縦方向”の熱伝導抵抗であり、 RH は内部サーミスタと側方サーミスタとの間の電気接続の“横方向”の熱伝導抵抗である。 R_B は、センサが適用される身体の熱伝導抵抗、例えば、皮膚の熱伝導抵抗である。患者の皮膚の熱伝導抵抗は推定可能であるか、あるいは、既に確立された値がデフォルトして使用され得る。

30

【 0 0 2 2 】

改良型サーミスタ構成の垂直及び側方サーミスタ対の両方に共通する内部サーミスタは、センサの中心近くに、望ましくは、可能な限り接触面に近く位置付けられ得る。この配置は、単一の改良型サーミスタ構成しか有さない本発明の熱流センサの正攻法の実現にとって好まれ得る。そのような“改良型単一熱流センサ”は、患者の皮膚に沿った1つの横方向における温度測定によって改善又は増強された、患者からの外向きの熱流に関する温度測定を提供することができる。この構成は、患者の中核体温の比較的正確な推定を既に可能にする。

40

【 0 0 2 3 】

本発明の熱流センサは、そのような改良型サーミスタ配置のみを有することができる。それらの配置は、互いから離れて別個であることができる。同様に、本発明の熱流センサは、改良型サーミスタ配置の構成を与える複数の垂直なサーミスタ対を有することができる。夫々の配置は、垂直なサーミスタ対と、隣接する対の下側のサーミスタとを有する。本発明の代替の実施形態では、改良型サーミスタ配置は、単一の内部サーミスタ及び単一の上部サーミスタを共有する。この改良型単一熱流センサは、内部サーミスタ及び上部サーミスタを通る1つの垂直方向において熱流を測定し、いくつかの横道又は横方向において熱流を測定することで得られる追加情報によって垂直熱流情報を増補する。そのために、

50

夫々の横方向は、内部サーミスタ及び１つの側方サーミスタを有効に通る。１つよりも多い側方サーミスタを組み込むことによって、１つよりも多い横方向において熱流をモニタすることが可能であり、センサ接触面の下のエリアの熱的挙動のより良い推定を可能にする。複合サーミスタ配置の側方サーミスタは、接触面に配置される孤立したサーミスタであることができ、代替的に、複合サーミスタ配置の側方サーミスタは、垂直なサーミスタ対の内部サーミスタであることができる。

【００２４】

他の好適な実施形態では、その改良型サーミスタ配置に加えて、本発明の熱流センサは、更なる内部サーミスタと、その内部サーミスタに対して配置されて、対象から外へ向かう更なる垂直な熱流を測定するようにされる更なる上部サーミスタとを備えた別個の縦型サーミスタ配置を有する。この追加の縦型サーミスタ配置は、如何なる複合サーミスタ配置からも機能上独立しており、そのような実施形態は、改良型デュアル（dual）熱流センサと呼ばれてよい。望ましくは、縦型サーミスタ配置は、熱流センサにおいて中心に位置付けられる。中心に位置付けられ且つ独立した縦型サーミスタ配置は、例えば、複数の等距離に配置された改良型サーミスタ構成が横に配置され得る。

10

【００２５】

縦型サーミスタ配置及び１つの改良型サーミスタ配置を有する実施形態では、皮膚の熱伝導抵抗を知っている必要はない。これは、この項目が深部体温 T_{db} についての式から消えるからである。このことは、これから、次の式（２）として表される：

20

【００２６】

【数２】

$$T_{db} = \frac{T1(TV1-TV2) + K \cdot TV1(T2-T1) + L \cdot TV1(T3-T1)}{TV1-TV2 + K(T2-T1) + L(T3-T1)} \quad (2)$$

式（２）において、 $TV1$ は、縦型サーミスタ配置の内部サーミスタにおける温度であり、 $TV2$ は、縦型サーミスタ配置の上部サーミスタにおける温度であり、 $T1$ は、改良型熱流サーミスタ配置の内部サーミスタにおける温度であり、 $T2$ は、改良型サーミスタ配置の上部サーミスタにおける温度であり、 $T3$ は、改良型サーミスタ配置の外側又は側方サーミスタにおける温度である。 K 及び L はスカラー値である。値 K は、次の式（３）として表される：

30

【００２７】

【数３】

$$K = -\frac{(TV1-TV2)(T1-T_{db})}{(-3T1+T2+2T3)(TV1-T_{db})} \quad (3)$$

スカラー値 L は比であり、次の式（４）として表され得る：

【００２８】

【数４】

40

$$L = \frac{RV2}{RH} \quad (4)$$

式（４）において、 $RV2$ は、縦型サーミスタ配置の内部サーミスタ及び上部サーミスタの間の熱伝導抵抗であり、 RH は、改良型サーミスタ配置の内部サーミスタ及び側方サーミスタの間の熱伝導抵抗である。

【００２９】

１つの例となる実施形態では、改良型サーミスタ配置の垂直な熱伝導抵抗 RV は水平な熱伝導抵抗 RH の２倍であり、式（４）は次の式（５）に約分される：

【００３０】

50

【数 5】

$$L = \frac{RV1}{RH} = \frac{RV1}{0.5RV} = \frac{2RV1}{RV} = 2K \quad (5)$$

これは、深部体温 T_{db} の値について式 (2) が解かれることを可能にする。

【0031】

本発明の特に好適な実施形態では、熱流センサは、複数の改良型サーミスタ配置を有する。先の式 (2) ~ (5) に基づく同様の式は、2つ以上の改良型サーミスタ配置を有する本発明の改良型熱流センサの実施形態について立てられ得る。評価ユニットは、対象の深部又は中核体温を計算するためにサーミスタによって提供された温度測定値を処理する上記の式に基づき、1つ以上のアルゴリズムを実行するよう実現されたマイクロプロセッサ又は機能的に等価なものを有することができる。

10

【0032】

1つよりも多い横方向において熱流を測定することの利点は、たとえ熱流センサが理想的に又は最適に位置していないとしても、正確な温度測定を可能にする点である。例えば、センサが頸動脈の上に位置付けられるべきである場合に、正確な又は理想的なセンサ配置を厳密に決定することはしばしば困難でありうる。わずかに“中心を外れた”配置は、先行技術の熱流センサが使用される場合に、温度測定において有意な誤差をもたらしうる。いくつかの改良型サーミスタ構成を備えた本発明の熱流センサは、いくつかの候補温度測定を提供し、それらから、より正確な中核体温が推定され得る。例えば、本発明の好適な実施形態では、温度測定は、複数の複合サーミスタ配置から受け取られ、温度測定は、対象の温度を計算するより前に、平均される。同様に、サーミスタによって報告された最高温度値は、横方法及び縦方向のフローの計算のために使用されてよい。例えば、センサから受け取られた温度測定値は、最大の垂直な熱流を示す内部及び外部のサーミスタの対を特定するために調べられ得る。この垂直なサーミスタ対は、一般的に、例えば、最も高い温度測定値を有している内部サーミスタによって特徴付けられる。その場合に、その“最大垂直フロー”サーミスタに隣接する垂直なサーミスタ対 (又は側方サーミスタ) が特定される。それらの温度測定値は、次いで、“最大垂直フロー”サーミスタ対から外へ向かう横方向の熱流を定めるために使用され得る。

20

【0033】

いくつかの改良型サーミスタ構成を使用することの他の利点は、温度を測定するよう準最適に位置付けられている改良型サーミスタ構成を特定するという能力によって与えられる。本発明の方法は、望ましくは、複数の改良型サーミスタ構成からの温度測定を比較するステップと、信頼できない温度測定値を供給している改良型サーミスタ構成を特定するステップと、それらの温度測定値を捨てるステップとを有する。

30

【0034】

例えば、センサが患者の皮膚に理想的に取り付けられていない状況が起こりうる。3つ以上の等距離に配置された改良型サーミスタ構成を備えた熱流センサでは、改良型サーミスタ構成によって供給された値どうしの如何なる有意な差も特定され得る。改良型サーミスタ構成のうちの1つが、他の改良型サーミスタ構成によって供給された値とは有意に異なる値を供給する場合に、且つ、他の改良型サーミスタ構成によって供給された値が比較的類似する場合に、このことは、センサが皮膚に適切に取り付けられていないことを示しうる。外れ値又は不適合値を供給している如何なるサーミスタも、望ましくは、そのデータが中核体温の計算を改ざんしないように無視される。

40

【0035】

いずれのセンサにおいても、サイドのサーミスタを使用する場合に、推定される CBT は、環境の変化にそれほど敏感でなく、良好な結果を与え、一方、サイドのサーミスタを使用しない基本的な単一熱流 CBT センサ及びデュアル熱流 CBT センサは、環境の変化に敏感である。サイドのサーミスタを含めることは、中核体温の変動の間及び環境の変化の変動の間、推定される CBT を改善する。

50

【 0 0 3 6 】

本発明の他の目的及び特徴は、添付の図面とともに検討される以下の詳細な説明から明らかになるだろう。なお、図面は、単に説明のために設計されており、本発明の制限の定義としてでない点が理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 7 】

【図 1】本発明の温度検知配置の第 1 実施形態の略図である。

【図 2】下からの図 1 の熱流センサの平面図を示す。

【図 3】上からの図 1 の熱流センサの平面図を示す。

【図 4】図 1 の熱流センサに関する温度曲線を示す。

10

【図 5】本発明の温度検知配置の第 2 実施形態の略図である。

【図 6】下からの図 5 の熱流センサの平面図を示す。

【図 7】中間段を示す、上からの図 5 の熱流センサの平面図を示す。

【図 8】最上段を示す、上からの図 5 の熱流センサの平面図を示す。

【図 9】図 5 のセンサに関する温度曲線を示す。

【図 10】デュアル熱流タイプの本発明のセンサにおける改良型サーミスタ構成の温度展開を示す。

【図 11】本発明の温度検知配置の第 3 実施形態の略図である。

【図 12】下からの図 11 の熱流センサの平面図を示す。図面において、同じ参照符号は、初めから終わりまで、同じ物を参照する。線図中の物は、必ずしも実寸通りではない。

20

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 8 】

図 1 は、この例となる実施形態では温度監視配置 10 の改良型単一熱流センサ 1 として実現されている本発明の熱流センサ 1 の略断面図を示す。これは、対象 8 に、例えば、患者 8 の皮膚にしっかりと取り付けられ得る。センサの外表面 12 は、周囲にさらされており、如何なる絶縁材によっても覆われていない。第 1 サーミスタ S1 は、センサ 1 の内面に配置され、患者の皮膚に密接に位置する。第 2 サーミスタ S2 は、センサ 1 の上面に配置される。“垂直”方向におけるセンサ 1 の熱伝導抵抗 R_V、及び“水平”方向におけるセンサ 1 の熱伝導抵抗 R_Hは、抵抗器シンボルによって示されている。更なる抵抗器シンボルは、センサ 1 が取り付けられる身体 8 の熱伝導抵抗 R_Bを示す。

30

【 0 0 3 9 】

センサ 1 を用いて如何なる一時点でも温度測定を得ることは、サーミスタ S1、S2、S3 から夫々温度測定値 T1、T2、T3 を収集すること（すなわち、サーミスタ S1 は温度測定値 T1 を供給し、サーミスタ S2 は温度測定値 T2 を供給する、など。）と、センサ 1 を通る熱流束の知識を用いて検知温度を計算することとを伴う。改良型単一熱流センサ 1 を用いて検知温度を計算するよう、皮膚の熱伝導抵抗 R_Bを決定又は推定することも必要である。皮膚の熱伝導抵抗 R_Bは患者ごとに様々でありうる。検知された体温 T_dは、既に先に記載された式（1）を用いて計算され得る。このために、サーミスタ S1、S2、S3 によって収集された測定値は、例えば、ケーブル接続を介して、又は無線で、温度監視配置 10 の評価ユニット 2 へ送られる。評価ユニット 2 のマイクロプロセッサ 3 は、体温に到達するよう必要な計算を実行する。ディスプレイ 4 は、時間が進むにつれて中核体温の展開を示すことができる。線図は簡単のために 1 つの側方サーミスタしか示していないが、側方サーミスタ S3 及び垂直なサーミスタ対 S1、S2 はいくつでも、このような改良型単一熱流センサによって実装され得る。

40

【 0 0 4 0 】

図 2 は、下からのそのようなセンサの平面図を示し、センサ 1 の接触面 11 における内部サーミスタ S1 及び側方サーミスタ S3 の位置を示す。この例となる実施形態では、センサ 1 は、中心に位置付けられた内部サーミスタ S1 と、4 つの等距離に配置された側方サーミスタ S3 とを有する。図 3 は、上からのセンサ 1 の平面図を示し、改良型サーミスタ

50

タ構成の上部サーミスタS2の位置を示す。センサの形状は、例となる実施形態で示されているような平らな接触面を備えた円形である必要はなく、センサが使用されるべきである身体上の領域に最も良く適合するように選択され得る。

【0041】

図4は、設定温度が37℃であるホットプレート及び0.30W/mKの熱伝導率を有する皮膚様材料を用いて基礎試験セットアップで得られた温度曲線を示す。第1曲線40は、単一の改良型サーミスタ配置を備えた本発明の改良型単一熱流センサを用いて測定された身体温度を示す。第2曲線41は、従来の単一熱流センサ（如何なる側方補償も有さない。）を用いて測定された温度を示す。側方サーミスタを使用することの利点が明らかに分かる。これは、改良型サーミスタ配置によって供給される値により推定される温度がより速く平衡に達し、基準温度により類似するものであるからである。

10

【0042】

図5は、本発明の熱流センサ1の第2実施形態の略断面図を示す。ここで、センサ1は、垂直又は外向き方向における熱伝導抵抗RV、RV1の2つの異なる値を得るよう、下側レイヤ及び上側レイヤを有する。線図は、先に図1で記載されたようなサーミスタS1、S2、S3を備えた改良型サーミスタ構成を、そして、更には、更なる内部サーミスタSV1及び更なる外部サーミスタSV2を有する追加の縦型サーミスタ構成を示す。ここで、サーミスタSV1は、温度測定値TV1を供給し、サーミスタSV2は、温度測定値TV2を供給する。この実施形態では、改良型サーミスタ構成からの温度測定値T1、T2、T3及び追加の縦型サーミスタ構成からの温度測定値TV1、TV2は、評価ユニット2へ送られる。評価ユニット2は、ディスプレイ4を備えた、スマートフォン又はタブレット・コンピュータのような手持ち式デバイスにおいて実現され得る。手持ち式デバイスのマイクロプロセッサ3は、先に記載された式(2)~(5)を用いて体温 T_{db} を計算することができる。この例となる実施形態では、センサ1は、評価ユニット2への温度測定値T1、T2、T3、TV1、TV2の無線送信のための無線インターフェイス5を有する。

20

【0043】

図6は、中央の縦型サーミスタ構成の周りに4つの改良型サーミスタ構成を備えた改良型デュアルフローセンサ1の下からの平面図を示し、中心に位置付けられた縦型サーミスタ構成の内部サーミスタSV1の位置と、4つの改良型サーミスタ構成の内部サーミスタS1及び側方サーミスタS3の位置とを示す。図7は、改良型デュアルフローセンサ1の中間段の上から平面図を示し、改良型サーミスタ構成の上部サーミスタS2の位置を示す。図8は、改良型デュアルフローセンサ1の最上段の上からの平面図を示し、中心に位置付けられた縦型サーミスタ構成の上部サーミスタSV2の位置を示す。4つの改良型サーミスタ構成によって供給された温度測定値は、検知される体温の正確さを改善するように平均され得る。

30

【0044】

図9は、図6~8の改良型デュアルフローセンサのサーミスタ配置に対応する温度の略図を示す。ここで、様々なサーミスタ配置の相対温度は、マトリクスの影付き領域90、91、92として示されている。影の濃さは、マトリクスの残りの中間色領域に対して解釈される。縦型サーミスタ配置によって測定された温度は、中央の影付き領域90によって示されている。改良型サーミスタ配置の内部サーミスタ及び上部サーミスタによって供給されたデータを用いて測定された温度は、影付き領域92によって示され、一方、改良型サーミスタ配置の内部サーミスタ及び側方サーミスタによって供給されたデータを用いて測定された温度は、影付き領域91によって示されている。図中右上にある影付き領域のより暗い色は、このサーミスタが患者の皮膚と接触不良であることを示す。評価ユニットは、温度測定値におけるそのような相違を特定し、間違った又は信頼できないデータを供給しているように思われるサーミスタ構成からの温度測定値を無視するように選択され得る。

40

【0045】

50

図10は、先に図9で記載された改良型サーミスタ配置の例となる温度展開プロットを示す。曲線10Aは、内部サーミスタが患者の皮膚と接触良好である3つの改良型サーミスタ配置からの温度測定値に基づき計算された温度の例である。曲線10Bは、内部サーミスタが患者の皮膚と接触不良である第4の改良型サーミスタ配置からの温度測定値に基づき計算された温度の例である。値の持続的な有意な差のために、評価ユニットは、第4の改良型サーミスタ配置によって供給された値を温度計算アルゴリズムから無視しうる。

【0046】

最終的な推定中核体温は、センサの配置及び熱伝導率に非常に依存する。実験結果は、次善の条件の間でさえ、改良型センサが非常に良く機能することを示している。漸進的に加熱される基準体に適用される場合に、本発明の改良型単一熱流センサによって供給されたデータを用いて検知される温度は、従来の単一熱流センサによって供給されたデータを用いて検知される温度よりもずっと紙一重である。同様に、本発明に従う改良型デュアル熱流センサによって検知される温度は、匹敵する従来のデュアルセンサよりも正確であると認められている。従来のデュアルセンサは、極めて正確であると考えられるが、約0.4だけずれている検知温度を報告しうる。これは、特に、予防措置が危機的状況を回避するために講じられ得るように低体温症又は高体温に向かう傾向を識別することが必要である場合に、中核体温に関する有意な相違であると見なされる。

【0047】

本発明の改良型熱流センサの精度の改善は、横方向の熱流も考慮するからであり、従って、周囲温度の変動に対してそれほど敏感でない。精度の改善は、37.5で一定温度の基準体且つ0から30の周囲又は外部温度の変動について観測されている。本発明の改良型熱流センサによって測定される体温は、周囲温度の全ての値について本質的に一定のままであり、一方、匹敵する従来の熱流センサは、特に、より低い温度で、比較的に不出来を示す。本発明に従う改良型熱流センサは、その従来の対応物よりも有意に上手く機能する。従来の対応物はそうではない。

【0048】

図11は、単一の熱流センサとして実現され、垂直なサーミスタ対S1、S2を有する本発明の受動型熱流センサの更なる実施形態であって、改良型サーミスタ配置の構成を与え、夫々のサーミスタ配置が垂直なサーミスタ対S1、S2及び隣接する垂直なサーミスタ対の下側のサーミスタS1に対応する側方サーミスタを有するものを示す。中核体温を決定するために、サーミスタS1、S2の温度測定値は、最大の垂直熱流を有している対 V_{max} を特定するよう調べられる。この垂直なサーミスタ対 V_{max} のうち、内部サーミスタS1及び外部サーミスタS2は、上記の式(2)のT1及びT2の値を供給する。T3の値は、サーミスタS1、S2の温度測定値を加算して結果を2で割ることによって、隣接する垂直な対、例えば、“最大垂直束”の対 V_{max} の左側にある垂直な対 V_{left} 又は右側にある垂直な対 V_{right} 、などを求めることで、決定され得る。最もありそうな結果は、上記の式(2)におけるT3の値として選択され得る。

【0049】

図12は、図11の単一熱流センサの平面図を示し、その接触面11を示す。内部サーミスタS1の位置が示されている。最大の垂直熱流を有しているサーミスタ対 V_{max} の位置は、対応する内部サーミスタを取り囲む点線によって示されている。線図は、このサーミスタ対 V_{max} が4つのとり得る“隣接物”(2つのそのような対 V_{left} 、 V_{right} が図11では示された。)を有していることを示し、そのうちのいずれもが先に記載されたようにT3を決定するために使用され得る。複数の隣接するサーミスタを選択することができることの利点は、如何なる間違った温度測定値(例えば、患者の皮膚に対する次善の接触から起こる。)も、先に図9で説明されたように、特定されて無視され得る。

【0050】

本発明は、好適な実施形態及びその変形の形で開示されてきたが、多数の更なる改良及び変形が、本発明の適用範囲から外れることなしにそれらに対してなされ得ることが理解

されるだろう。例えば、如何なる適切なセンサ形状も使用されてよい。同様に、様々な個数の垂直及び側方サーミスタが本発明の改良型熱流センサの種々の実施形態において組み込まれ得る。上述されたように、中核温の計算は、センサで行われ得る、あるいは、遠隔で行われ得る。結果は、その場で（スクリーンに）、あるいは、遠隔でスマート・ウォッチ、携帯電話機又はその他適切なデバイスのディスプレイに表示され得る。更には、本発明の原理は、例えば、センサを零熱流束状態に至らせるよう加熱要素を制御することによって、能動型センサの実現化において使用され得る。

【 0 0 5 1 】

明りょうさのために、本願の全体を通した“ 1 つの (a又はan) ”の使用は、複数個を除外せず、“ 有する (comprising) ”は、他のステップ又は要素を除外しない点が理解されるべきである。“ ユニット ”又は“ モジュール ”の言及は、1 つよりも多いユニット又はモジュールの使用を排除しない。

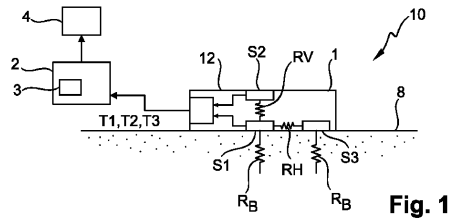
10

【 符号の説明 】

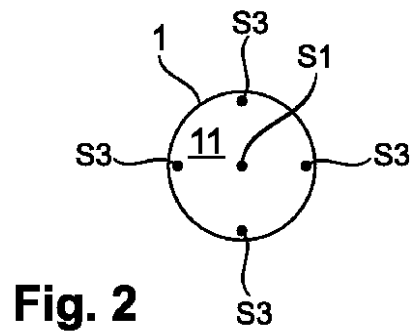
【 0 0 5 2 】

1	熱流センサ	
2	評価ユニット	
3	マイクロプロセッサ	
4	ディスプレイ	
5	無線インターフェイス	
8	対象	20
1 0	温度検知配置	
1 1	センサ接触面	
1 2	センサ外面	
1 0 A、1 0 B	温度曲線	
4 0、4 1	温度曲線	
9 0、9 1、9 2	マトリクス場	
1 1 0、1 1 1	温度曲線	
1 2 0、1 2 1	温度曲線	
1 3 0、1 3 1、1 3 2	温度曲線	
1 4 0、1 4 1	温度曲線	30
R_B	身体抵抗	
R_V 、 R_{V1} 、 R_H	熱伝導抵抗	
S_1 、 S_{V1}	内部サーミスタ	
S_2 、 S_{V2}	上部サーミスタ	
S_3	側方サーミスタ	
T_{db}	中核体温	
T_1 、 T_2 、 T_3	温度測定値	
T_{V1} 、 T_{V2}	温度測定値	
V_{max}	サーミスタ対	
V_{left} 、 V_{right}	サーミスタ対	40

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

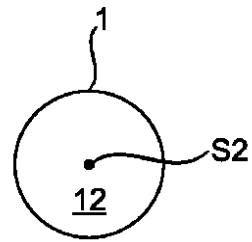


Fig. 3

【 図 4 】

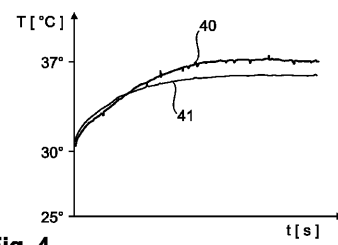
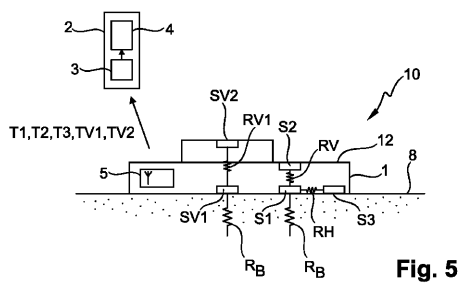
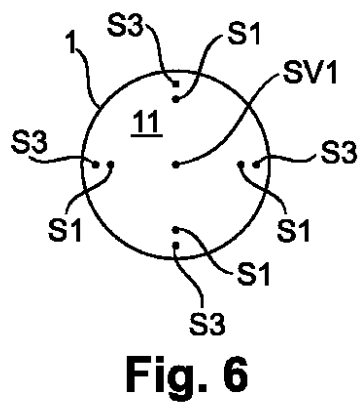


Fig. 4

【 図 5 】



【 図 6 】



【圖 7】

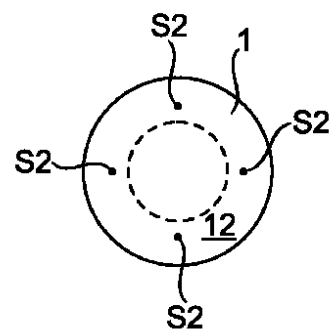


Fig. 7

【圖 8】

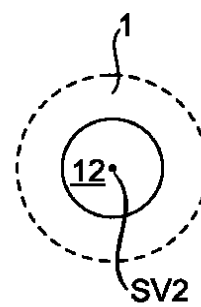
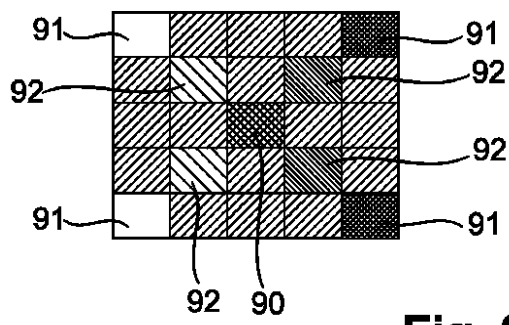
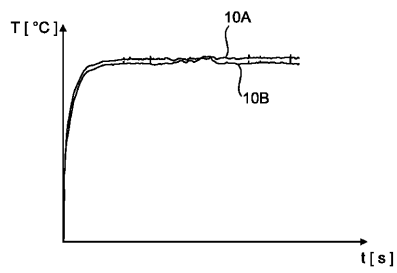


Fig. 8

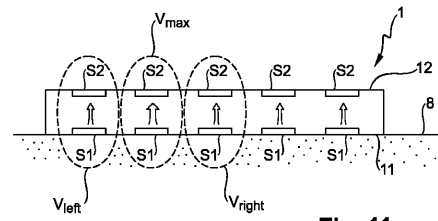
【図 9】

**Fig. 9**

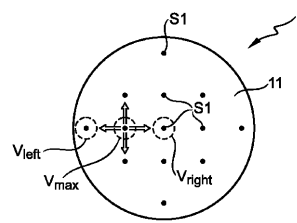
【図 10】

**Fig. 10**

【図 11】

**Fig. 11**

【図 12】

**Fig. 12**

フロントページの続き

- (72)発明者 ボンヘルス, エドウィン ヘラルデウス ヨハニウス マリア
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5
- (72)発明者 アタラ, ルイ ニコラ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

審査官 平野 真樹

- (56)参考文献 特開2012-112767(JP, A)
特開2011-133300(JP, A)
特開2006-280762(JP, A)
特開昭63-058223(JP, A)
特開2007-315917(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G 0 1 K 7 / 0 0 , 7 / 4 2
A 6 1 B 5 / 0 1