

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公表特許公報 ( A )

(11)特許出願公表番号

## 特表2002 - 544512

(P2002 - 544512A)

(43)公表日 平成14年12月24日(2002.12.24)

(51) Int.Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード ( 参考 )
G 0 1 K 7/42		A 6 1 B 5/00	101 F 2 F 0 5 6
A 6 1 B 5/00	101	G 0 1 K 7/00	371

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 38数 )

(21)出願番号 特願2000 - 618700(P2000 - 618700)

(86)(22)出願日 平成12年5月17日(2000.5.17)

(85)翻訳文提出日 平成13年11月19日(2001.11.19)

(86)国際出願番号 PCT/US00/13496

(87)国際公開番号 W000/70316

(87)国際公開日 平成12年11月23日(2000.11.23)

(31)優先権主張番号 09/313,911

(32)優先日 平成11年5月18日(1999.5.18)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 アラリス メディカル システムズ イン  
コーポレイテッド  
アメリカ合衆国カリフォルニア州 92121  
サンディエゴウォーターリッジ サークル  
10221

(72)発明者 シーファート ロバート ジェイ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9202  
9 エスコンディード ロリー レーン 1  
720

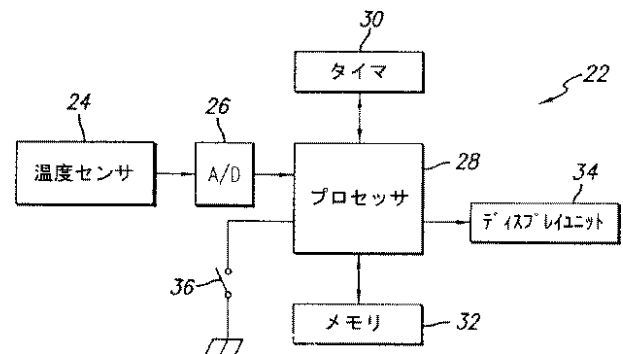
(74)代理人 弁理士 中村 稔 ( 外 9 名 )

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 予測型体温測定システム

### (57)【要約】

センサを通して対象の温度を読み、対象の温度をプロセッサによって迅速に予測する方法及びデバイス。上記プロセッサは有限インパルス応答 ( F I R ) フィルタを備え、所定数の温度サンプルに基づいて感知した温度の平均値、一次導関数、及び二次導関数を決定し、上記平均値、一次導関数、及び二次導関数の各々にそれぞれ重み付けファクタを適用し、そして上記重み付けされた平均値、一次導関数、及び二次導関数とオフセットファクタとを組み合わせることによって温度推定を計算する。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 対象の温度を測定する温度計であって、

上記対象の温度を感知するように位置決めされた時に、上記対象の温度に応答して時間的に変化する温度信号を供給するセンサと、

上記温度信号を所定回数サンプルするように接続され、取得された所定数のサンプルに依存して上記温度信号の平均値、一次導関数、二次導関数を決定し、また上記平均値、一次導関数、及び二次導関数を組合わせて上記対象の温度の推定を計算し、推定された最終温度信号を供給するプロセッサと、

上記プロセッサに接続され、上記推定された最終温度信号を受信して表示するディスプレイと、  
を備えていることを特徴とする温度計。

【請求項2】 上記プロセッサは、更に、上記平均値、一次導関数、及び二次導関数を組合わせて上記温度推定を計算する前に、上記平均値、一次導関数、及び二次導関数の各々に別々の重み付けファクタを適用することを特徴とする請求項1に記載の温度計。

【請求項3】 上記所定数のサンプルは、所定の時間フレームにわたって取得されることを特徴とする請求項2に記載の温度計。

【請求項4】 上記プロセッサは、上記温度信号をほぼ2秒の時間フレームにわたって21回前後サンプルし、上記信号の平均値、一次導関数、及び二次導関数を決定することを特徴とする請求項3に記載の温度計。

【請求項5】 上記プロセッサは、初期所定数のサンプルを取得した後に上記信号を絶えずサンプルし、また新しい各サンプルが取得される度に、取得された最後の所定数のサンプルに基づいて上記温度推定を絶えず再計算することを特徴とする請求項3に記載の温度計。

【請求項6】 上記温度計は、上記センサが上記対象と接触してから所定の時間長の後に、上記プロセッサによって計算された最終温度推定を上記ディスプレイ上に表示することを特徴とする請求項5に記載の温度計。

【請求項7】 上記温度計は、上記プロセッサによって計算された上記一次導関数の最後の値が所定の値範囲内にある場合に限って、上記プロセッサによ

て計算された最終温度推定を上記ディスプレイ上に表示することを特徴とする請求項5に記載の温度計。

【請求項8】 上記温度計は、上記プロセッサによって計算された上記二次導関数の最後の値が所定の値範囲内にある場合に限り、上記プロセッサによって計算された最終温度推定を上記ディスプレイ上に表示することを特徴とする請求項5に記載の温度計。

【請求項9】 上記温度計は、上記プロセッサによって計算された最後の温度推定の何れか2つの数の間の最大差が所定の値より小さい場合に限り、上記プロセッサによって計算された最終温度推定を上記ディスプレイ上に表示することを特徴とする請求項5に記載の温度計。

【請求項10】 上記温度計によって表示される上記最終温度推定は、上記プロセッサによって計算された、選択された数の最後の温度推定の平均に等しいことを特徴とする請求項5に記載の温度計。

【請求項11】 上記プロセッサは、上記温度推定を計算するように構成されている有限インパルス応答フィルタを含むことを特徴とする請求項1に記載の温度計。

【請求項12】 上記プロセッサは、

上記プロセッサによって取得された最後の所定数のサンプルに基づいて上記平均値を計算するように構成されている第1の有限インパルス応答フィルタと、

上記プロセッサによって取得された最後の所定数のサンプルに基づいて上記一次導関数を計算するように構成されている第2の有限インパルス応答フィルタと

、  
上記プロセッサによって取得された最後の所定数のサンプルに基づいて上記二次導関数を計算するように構成されている第3の有限インパルス応答フィルタと

、  
を含むことを特徴とする請求項11に記載の温度計。

【請求項13】 上記プロセッサは、更に、上記温度推定を計算するために、上記重み付き平均値、一次導関数、及び二次導関数の合計に、周囲温度オフセット係数を加算することを特徴とする請求項2に記載の温度計。

【請求項14】 上記センサは、更に、上記周囲温度に対応する初期信号を供給し、

上記プロセッサは、更に、上記周囲温度の自乗を決定し、上記周囲温度及び上記周囲温度の自乗の各々に別々の重み付けファクタを適用し、そして上記周囲温度の重み付き値と上記周囲温度の値の重み付き自乗とを組合わせて上記周囲温度オフセット係数を計算する、

ことを特徴とする請求項13に記載の温度計。

【請求項15】 対象の温度を測定する方法であって、

上記対象の温度を感知するステップと、

上記対象の温度の感知に応答して時間的に変化する温度信号を供給するステップと、

上記温度信号を所定回数サンプルするステップと、

取得された上記所定数のサンプルに基づいて上記温度信号の平均値を決定するステップと、

取得された上記所定数のサンプルに基づいて上記温度信号の一次導関数を決定するステップと、

取得された上記所定数のサンプルに基づいて上記温度信号の二次導関数を決定するステップと、

上記平均値、一次導関数、及び二次導関数を組合わせることによって上記対象の温度の推定を計算するステップと、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項16】 上記平均値に第1の重み付けファクタを適用するステップと、

上記一次導関数に第2の重み付けファクタを適用するステップと、

上記二次導関数に第3の重み付けファクタを適用するステップと、

を更に含むことを特徴とする請求項15に記載の方法。

【請求項17】 上記温度信号を所定回数サンプルするステップは、上記温度信号をほぼ2秒の時間フレームにわたって21回前後サンプルするステップを含むことを特徴とする請求項15に記載の方法。

【請求項18】 上記温度信号を繰り返しサンプルするステップと、新しい各サンプルが取得される度に、得られた最後の所定数のサンプルに基づいて上記温度推定を繰り返し再計算するステップと、を更に含むことを特徴とする請求項15に記載の方法。

【請求項19】 上記温度推定をディスプレイ上に表示するステップを更に含むことを特徴とする請求項15に記載の方法。

【請求項20】 上記温度推定を表示するステップは、上記対象の温度が所定長の時間にわたって感知された後に遂行されることを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項21】 上記温度推定を表示するステップは、上記プロセッサによって計算された上記一次導関数の最後の値が所定の範囲の値内にある時に限って遂行されることを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項22】 上記温度推定を表示するステップは、上記プロセッサによって計算された上記二次導関数の最後の値が所定の範囲の値内にある時に限って遂行されることを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項23】 上記温度推定を表示するステップは、上記プロセッサによって計算された選択された温度推定間の最大差が所定の値より小さい時に限って遂行されることを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項24】 上記対象の温度の推定を計算するステップは、上記プロセッサによって計算された所定数の温度推定を平均して最終温度推定を計算するステップを更に含み、上記温度推定を表示するステップは、上記最終温度推定を表示することからなることを特徴とする請求項19に記載の方法。

【請求項25】 上記サンプルされた温度信号を少なくとも1つのFIRフィルタへ供給するステップを更に含み、それによって上記FIRフィルタによって上記温度信号の平均値を決定するステップを遂行し、上記温度信号の一次導関数を決定し、そして上記温度信号の二次導関数を決定することを特徴とする請求項15に記載の方法。

【請求項26】 上記サンプルされた温度信号を少なくとも1つのFIRフ

フィルタへ供給するステップは、

上記サンプルされた温度信号を第1のFIRフィルタへ供給し、取得された所定数のサンプル値に基づいて上記平均値を計算させるステップと、

上記サンプルされた温度信号を第2の有限インパルス応答フィルタへ供給し、取得された所定数のサンプル値に基づいて上記一次導関数を計算させるステップと、

上記サンプルされた温度信号を第3の有限インパルス応答フィルタへ供給し、取得された所定数のサンプル値に基づいて上記二次導関数を計算させるステップと、

を含むことを特徴とする請求項25に記載の方法。

【請求項27】 上記FIRフィルタへ供給するステップは、取得された所定数のサンプル値に基づいて上記平均値、一次導関数、及び二次導関数に重み付けを適用するステップを含むことを特徴とする請求項25に記載の方法。

【請求項28】 上記重み付き平均値、上記重み付き一次導関数、及び上記重み付き二次導関数を組み合わせ、上記対象の推定された温度を決定するステップを更に含むことを特徴とする請求項27に記載の方法。

【請求項29】 周囲温度を感知するステップと、  
上記周囲温度の値の自乗を決定するステップと、  
上記周囲温度に第4の重み付けファクタを適用するステップと、  
上記周囲温度の自乗に第5の重み付けファクタを適用するステップと、  
を更に含み、

上記対象の温度の推定を計算するステップは、上記重み付き平均値、上記重み付き一次導関数、及び上記重み付き二次導関数を、上記重み付き周囲温度及び上記重み付き周囲温度の自乗と組み合わせるステップを含むことを特徴とする請求項16に記載の方法。

【請求項30】 生物対象の温度を測定する温度計であって、  
上記対象の温度を感知するように位置決めされた時に、上記対象の温度にตอบสนองして時間的に変化する温度信号を供給するセンサと、  
上記温度信号を所定回数サンプルし、取得された上記所定数のサンプルに基づ

いて上記温度信号の平均値、一次導関数、及び二次導関数を決定するように接続され、また上記平均値、一次導関数、及び二次導関数を組合わせて上記対象の温度の推定を計算し、推定された最終温度信号を供給するように構成されているプロセッサと、

上記プロセッサに接続され、上記推定された最終温度信号を受信して表示するディスプレイと、  
を備えていることを特徴とする温度計。

【請求項31】 上記プロセッサは、

上記プロセッサによって取得された最後の所定数のサンプルに基づいて上記平均値を計算するように構成されている第1の有限インパルス応答フィルタと、

上記プロセッサによって取得された最後の所定数のサンプルに基づいて上記一次導関数を計算するように構成されている第2の有限インパルス応答フィルタと

、

上記プロセッサによって取得された最後の所定数のサンプルに基づいて上記二次導関数を計算するように構成されている第3の有限インパルス応答フィルタと

、

を含むことを特徴とする請求項30に記載の温度計。

【請求項32】 上記温度計は、上記センサが所定長の時間にわたって上記対象と接触した後に、上記プロセッサによって計算された最終温度推定を表示することを特徴とする請求項30に記載の温度計。

【請求項33】 上記温度計は、上記プロセッサによって計算された上記一次導関数の最後の値が所定の範囲の値内にある時に限って、上記プロセッサによって計算された最終温度推定を表示することを特徴とする請求項30に記載の温度計。

【請求項34】 上記温度計は、上記プロセッサによって計算された上記二次導関数の最後の値が所定の範囲の値内にある時に限って、上記プロセッサによって計算された最終温度推定を表示することを特徴とする請求項30に記載の温度計。

【請求項35】 上記温度計は、上記プロセッサによって計算された所定数

の最後の温度推定の何れか2つの間の最大差が所定の値より小さい時に限って、最終温度推定を表示することを特徴とする請求項30に記載の温度計。

【請求項36】 上記温度計によって表示される上記最終温度推定は、上記プロセッサによって計算された、選択された数の最後の温度推定の平均に等しいことを特徴とする請求項30に記載の温度計。

【請求項37】 上記プロセッサは、更に、上記温度推定を計算するために、上記重み付き平均値、一次導関数、及び二次導関数の合計に、周囲温度オフセット係数を加算することを特徴とする請求項30に記載の温度計。

【請求項38】 上記センサは、更に、上記周囲温度に対応する初期信号を供給し、

上記プロセッサは、更に、上記周囲温度の自乗を決定し、上記周囲温度及び上記周囲温度の自乗の各々に別々の重み付けファクタを適用し、そして上記周囲温度の重み付き値と上記周囲温度の値の重み付き自乗とを組合わせて上記周囲温度オフセット係数を計算する、  
ことを特徴とする請求項37に記載の温度計。

【請求項39】 生物対象の温度を測定する温度計であって、

上記対象の温度を感知するように位置決めされた時に、上記対象の温度に応答して時間的に変化する温度信号を供給するセンサと、

上記温度信号を複数回サンプルして上記対象の温度の推定を計算し、推定された最終温度信号を供給するように接続されている有限インパルス応答フィルタを含むプロセッサと、

上記プロセッサに接続され、上記推定された最終温度信号を受信して表示するように接続されているディスプレイと、  
を備えていることを特徴とする温度計。

【請求項40】 上記有限インパルス応答フィルタは、上記対象の温度の推定を計算する際に、複数のサンプルの線形組合わせを取ることを特徴とする請求項39に記載の温度計。

【請求項41】 上記プロセッサは、推定された最終温度信号を供給する際に、上記有限インパルス応答フィルタによって供給された上記温度の推定に、周

囲温度に基づくオフセット係数を加算することを特徴とする請求項39に記載の  
温度計。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****(技術分野)**

本発明は、一般的には体温計における改良に関し、詳述すれば正確な体温測定をより迅速に得るための電子体温計に関する。

**【0002】****(従来技術)**

医療の分野においては、温度を測定するだけでなく、その温度を表示する感温デバイスによって患者の体温を決定することが一般的に行われている。これらの体温測定は、病院及び医院において日常的に行われている。このようなデバイスの1つは、較正された温度目盛りに接して伸縮する感熱水銀柱を組み入れたガラス球体温計である。典型的には、ガラス体温計は患者内に挿入され、温度計の温度が患者の体温において安定するまでの十分な時間にわたって挿入され続け、それから医療職員が読み取るために取り出される。この時間は、通常は3乃至8分程度である。

**【0003】**

ガラス球体温計または類似品を使用する普通の体温測定手順は、多くの重大な欠点を有している。体温測定がかなり遅く、身体内への必要挿入時間の間体温計を適切に保持するとは限らない(年齢または疾患のために)患者の場合には、比較的長い測定サイクルの間医療職員が物理的に存在している必要があり、従って職員は他の職務から注意を逸らすことになる。更に、ガラス球体温計は読み取りが容易ではなく、従って、特に暗い照明の下で読み取りが行われるか、または忙しい職員が読み取る場合には、より一層ヒューマンエラーを生じ易い。

**【0004】**

直接読み取り式の電気体温計計器と共に動作するように設計された感温プローブを使用することによって、これらのガラス球温度計の欠陥を最小化乃至は排除する種々の試みがなされてきた。1つのこのようなアプローチでは、サーミスタのような電気感温デバイスがプローブの端に取付けられ、患者内に挿入される。特定の構成に依存するデバイスの電圧または電流の変化が監視され、出力信号が

安定した時に温度がデジタルフォーマットで表示される。これは一般的に“直接読み取り”法と呼ばれ、測定された温度の誤読み取りによるエラーの確率を低下させている。このアプローチは、温度測定技術に大きく貢献した。

【0005】

電子体温計の固有特性は、それらが適用されるサイトの温度を瞬時に測定しないことである。感温デバイスがそのサイトの温度に安定するまでにはかなりの時間を要し、体温計によって指示される温度は被測定身体またはサイトの実際の温度を表している。この遅れは、身体またはサイトの表面から温度センサまでの熱の流れを妨げる測定システムの種々の成分によってもたらされる。成分の若干は、センサチップ、身体の組織、及び測定対象間に汚染が生じないようにセンサチップを覆う何等かの衛生カバーである。

【0006】

対象の温度の読みを得るのに必要な時間の長さを短縮する1つの試みは、プローブが患者と平衡に達する前に患者の体温をデジタル表示するように、予測または推定回路またはプログラミングと結合された感温電子プローブを使用することを含む。このアプローチにおいては、測定期間またはサイクル中の患者の体温は十分に変化しないと想定し、測定された体温から、患者によって電子体温計の熱安定化が得られる体温を予測し、熱安定化が得られる前に表示する。典型的には体温の予測は、ある時間にわたって測定された体温とその変化速度とを監視し、これら2つの変数を処理して患者の体温を予測することによって遂行される。

【0007】

最終的な安定状態体温を予測するように動作する電子体温計を用いる場合の長所は、熱的安定化が得られる前に温度測定が完了し、それによって測定の所要時間を短縮することである。これは、全測定期間にわたって患者がプローブを正しい位置に保持しない恐れを低下させ、医療職員の付添い時間を短縮させる。別の長所は、体温は動的であって、従来の水銀ガラス体温計測定では典型的であった5分間の間に大きく変化し得るので、迅速な決定がよりタイムリな診断情報を提供することである。更に、データの処理及び解析がより正確に遂行されるので、温度予測の精度が顕著に改善される。このアプローチも、体温測定技術の進歩に

大きく貢献した。

【0008】

予測型処理及び温度決定を使用する電子体温計は、感温変換器としてサーミスタを含むことができる。サーミスタは、極めてゆっくりと変化する温度変化の最後の増分でその最終安定状態体温に漸近的に接近するが、温度変化の主要部分は比較的迅速に発生する。従来のは、初期の迅速な温度変化を監視し、その変化からデータを抽出し、サーミスタが安定する最終温度を予測していたので、サーミスタがその組織温度で実際に安定する遙か前にサーミスタと接触している組織の実際の温度が決定される。

【0009】

サーミスタがその組織と平衡する前に組織温度をより迅速に予測するために使用されてきた従来のアプローチは、サーミスタの応答の早期にそのデータ点をサンプリングし、サーミスタの応答の曲線形状を予測していた。その曲線形状からその曲線の漸近線を、従って安定化または安定状態温度を予測できる。簡単なシステムの例によってこれらの概念を説明するために、一方のボディが大きい熱質量を有し、他方のボディが小さい熱質量を有している温度が等しくない2つのボディの熱伝達物理的特性を考える。両ボディを時点  $t = 0$  に互いに接触させる。時間が経過すると、小さい熱質量及び大きい熱質量の温度は安定化温度と呼ばれる温度で平衡する。このプロセスを表す式は次の通りである。

【数1】

$$T(t) = T_R + (T_F - T_R) (1 - e^{-(t/\tau)}) = T_F - (T_F - T_R)e^{-(t/\tau)} \quad (\text{式 1})$$

ここに、 $T(t)$ は、時間の関数としての小さい方のボディの温度であり、

$T_R$ は、小さい方のボディの初期温度であり、

$T_F$ は、系の実際の安定状態温度であり、

$t$ は、時間であり、そして

$\tau$ は、系の時定数である。

【0010】

この関係から、 $T$ が時間の2つの点において既知である時（例えば、時点  $t_1$ 、

における  $T_1$ 、及び時点  $t_2$  における  $T_2$  ) には、次の式 2 を適用することによって安定化温度  $T_F$  を予測することができる。

【数 2】

$$T_F = \frac{T_2 - T_1 e^{-\frac{t_2-t_1}{\tau}}}{1 - e^{-\frac{t_2-t_1}{\tau}}} = \frac{T_2 e^{\frac{t_2}{\tau}} - T_1 e^{\frac{t_1}{\tau}}}{e^{\frac{t_2}{\tau}} - e^{\frac{t_1}{\tau}}} \quad (\text{式 2})$$

更に、式 1 によって表される型の簡単な一次熱伝達系の場合には、次式に示すように、温度の一次時間導関数の自然対数が勾配  $-1/\tau$  を有する直線であることを示すことができる。

$$\ln(dT/dt) = K - (t/\tau) \quad (\text{式 3.1})$$

また、

$$T_F = T(t) + \tau T'(t) \quad (\text{式 3.2})$$

ここに、

$$\tau = -T'(t)/T''(t) \quad (\text{式 3.3})$$

但し、 $K = T_R$ 、 $T_F$ 、及び  $\tau$  に依存する定数であり、

$T'$  = 一次導関数であり、

$T''$  = 二次導関数である。

【0011】

従来の技術は、サーミスタ製造業者が提供するサーミスタの時定数を使用することによって、これらの簡単な一次の関係を適用することを試みてきた。しかしながら、これらの技術は、温度応答曲線を一次でモデル化することができず、サーミスタの時定数によっては反映されない諸ファクタによって大きく影響を受けることを認識することに失敗している。体温計を、例えば患者の口のような身体組織と接触させて配置した時の応答曲線は、その組織に対するプローブの物理的配置、特定の組織の熱伝達特性、及びプローブを組織から分離している衛生カバーに依存する。これらのファクタの全ては、測定システムの熱流特性に寄与し、これらは工場から供給されるサーミスタ単独の時定数では表されない。更に、上述した諸ファクタは、熱の直列の流れを妨げ、また異なる抵抗特性を呈するので

総合時間応答は一次系の応答ではない挙動をする。

【0012】

電子体温計及び従来の予測技術は電子温度測定を進歩させたが、測定プロセスの早期段階において安定化温度を予測し、それによって最終温度の読みを得るのに要する時間を短縮することができる電子体温計に対する要望が未だに存在している。更に、容易に入手可能で、比較的簡単で、比較的安価な回路またはプロセッサで計算することができるアルゴリズムを有する体温計に対する要望も存在している。本発明は、これらの、及びその他の要望を満足させるものである。

【0013】

(発明の概要)

要約すれば、そして一般的に言えば、本発明は測定プロセスの早期段階において安定状態温度を予測することによって、対象または生物対象の温度を決定する電子温度計及び方法を提供することを指向している。本発明の温度計及び方法は、予測される安定状態温度への温度上昇曲線の早期部分から決定された若干の変数に関し、予測プロセスは簡易なデータ取得プロセスを必要とするに過ぎず、データ処理時間が短縮され、しかも正確に安定化温度を近似する。

【0014】

以上のように、要約すれば、そして一般的に言えば、本発明の一面は、温度センサ、対象の温度の初期の読みの平均値、勾配、及び曲率に基づいて対象の温度を予測するプロセッサ、及び予測された温度を表示するディスプレイを組み込んだ体温計を指向している。

【0015】

より詳細に言えば、プロセッサは、温度信号を複数回サンプルして対象の温度の推定を計算し、推定された最終温度信号を供給するように接続されている有限インパルス応答フィルタと、プロセッサに接続されていて上記推定された最終温度信号を受信して表示するディスプレイとを備えている。更に詳述すれば、有限インパルス応答フィルタは、対象の温度を推定する際に複数のサンプルの線形組み合わせを取る。別の面において、プロセッサは、推定された最終温度信号を発生するために、周囲温度に基づくオフセット係数を、有限インパルス応答フィルタ

から供給される温度の推定に加算する。

【0016】

別の面においては、対象の温度を決定する温度計が提供され、本温度計は、対象の温度の感知に応答して時間的に変化する温度信号を供給するセンサと、温度信号を受信し、温度信号を時間フレームにわたってサンプルし、時間フレームにわたって信号の平均値、一次導関数、及び二次導関数を決定し、平均値、一次導関数、及び二次導関数を組合わせ、そして対象の温度の推定を計算するプロセッサを備えている。より詳細に言えば、プロセッサは、信号の平均値、一次導関数、及び二次導関数の各々に重み付けファクタを適用し、更に周囲温度に従って選択されたオフセットファクタを加算して対象の温度の予測を計算する。

【0017】

更に詳述すれば、プロセッサは、温度データの平均値、勾配、及び曲率を計算するために有限インパルス応答フィルタを更に備えている。より詳細に述べれば、プロセッサは、信号をサンプルし続け、新しい各温度データ値がサンプルされる度に対象の温度の新しい予測を計算する。

【0018】

別の詳細な面において、プロセッサは、所定数の最後に予測された温度を監視し、これら最後に予測された温度の平均に基づいて対象の最終予測温度を計算する。更に別の詳細な面においては、プロセッサは、若干の選択された条件が満足された時に、最終予測温度を計算する。更に別の詳細な面では、選択された条件は、センサが対象と接触した後に経過しなければならない所定の時間、一次導関数及び二次導関数が到達しなければならない所定のしきい値、及び所定のしきい値より小さくならない所定数の最後の温度推定の何れか2つの間の最大差を含む。

【0019】

本発明のこれらの、及び他の特色及び長所は、本発明の原理を例示している添付図面に関連してなされる以下の詳細な説明から明白になるであろう。

【0020】

(実施の形態)

異なる図面において、同じような、または対応する要素に対しては同じような参照番号を付してある。温度は華氏及び摂氏の両方で表しているが、示されているパラメータは華氏だけに使用される。摂氏に使用可能なパラメータは示されていないが、温度は華氏及び摂氏の両方で表されている。

#### 【0021】

添付図面、特に図1を参照する。本発明の新規な特色を組み入れた電子体温計の一実施の形態が示されている。電子体温計10は、導体14によって温度計の本体16に接続されていて身体の選択された部分の温度を感知するプローブ12を含んでいる。図1では、プローブ12が本体内の格納穴17から取り出されている。体温計の本体16は体温計の電気成分及び電源を含み、また温度値及びエラーまたは警報メッセージを表示するためのディスプレイ18も有している。体温計には第2のプローブ20も含まれ、このプローブは本体16の穴19内に挿入された格納位置内に収まって示されている。プローブを患者内に挿入する前に、プローブ12または20上に配置される衛生カバー21も図示されている。

#### 【0022】

図2は、本発明による体温計22の一実施の形態の主要電子成分のブロック図である。温度センサ24は、測定中に感知した温度に応答して温度信号を供給する。温度センサ24としてサーミスタが使用されている場合には、これらの信号はサーミスタの抵抗を、従って感知した温度を表すアナログ電圧または電流である。これらの信号は、更に処理するためにアナログ・デジタル変換器26によってデジタル形状に変換される。アナログ・デジタル変換器26はプロセッサ28に接続されており、プロセッサ28はデジタル温度信号を受信し、それらを処理して被測定対象の温度を決定する。タイマ30は温度信号の処理中に使用されてプロセッサ28に時間信号を供給し、メモリ32は温度及び時間信号データを格納してその後の時間に信号データを解析できるようにする。メモリ32は、予測される温度を計算するためにプロセッサ28が使用する経験的に導出された定数も格納している。信号を処理した後に、プロセッサ28は信号をディスプレイ34へ供給し、予測した安定化温度を表示させる。スイッチ36を作動させると、体温計22の温度測定機能が作動可能になる。このスイッチは、プローブを取り

出すと測定が可能になるように、プローブ格納穴内に配置することが好ましい。

#### 【0023】

図3に、測定システムの測定時間の関数としてプロットした測定された温度のグラフ38を示す。図示の関係は、式1によって特定される形状に類似しているが、本発明の測定システムは一次熱伝達挙動を呈さず、従って曲線38は式1の簡単な指数関数とは異なっている。前述したように、サーミスタによって指示される温度38は、被測定対象の実際の温度 $T_F$ から遅れる。この遅れは線38によって示されている。測定は開始時点 $t_0$ から進行し、温度は時点 $t_0$ から $t_1$ までの間に $T_R$ から $T_1$ まで急速に増加していることが分かる。指示された温度38の増加率は時点 $t_1$ から $t_2$ までの間に減少し、温度線38は時間が更に経過するにつれて徐々に上昇し、安定化温度 $T_F$ に漸近する。前述したように、本発明は、例えば時点 $t_1$ 乃至 $t_2$ のような測定の早期期間中に収集した温度データを解析して最終温度 $T_F$ を予測することができるシステムを指向している。

#### 【0024】

図4に、本発明によるシステムの実施の形態の一般的な機能(タスク)を、それらの間を流れるデータと共に示す。データフローは活動化シーケンスを暗示しておらず、制御及び活動化はこの図には示されていない。爾後の流れ図、即ち図5及び6は、若干の主要タスクの順次流れを示している。データフローは、別の機能によって1つのタスクへ供給されるデータでラベル付けされている。図8は、プロセッサ28によって遂行される温度計算機能を表している。

#### 【0025】

図4を参照する。システム初期化タスク40は、体温計が活動化される度毎に遂行される。これは、測定当たり1回だけ発生させる必要がある全ての論理を実行させるのに役立つ。これは温度データ取得及び濾波タスク42を活動化させ、このタスク42自体は予測温度計算タスク44を活動化させる。予測温度が計算されると、それは予測温度表示タスク46によって表示される。

#### 【0026】

図5はシステム初期化タスク40の流れ図である。これは、プローブが格納穴60から取り出されると開始され、ハードウェアデバイスを初期化し、試験し、

そして較正し(ステップ62)、FIR(有限インパルス応答)フィルタを初期化し(ステップ63)、クロックカウンタを“t=0”にリセットし(ステップ64)、ランニング温度推定 $T_0$ 、 $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$ 、及び $T_4$ を0に等しくリセットする(ステップ66)。次いで、タスク40はオフセット係数C計算タスク68へ進む。

#### 【0027】

ステップ60において、もしプローブが穴の外になければ、タスクはプローブ穴内タイマをインクリメントさせ続ける(ステップ61)。このステップは、プローブ12が本体16の穴17内にある時間の長さを監視し、プローブが周囲温度にあるか否かを決定する。もしプローブがある時間(例えば、1分間)にわたって穴17内に挿入されていないならば、測定システムはプローブが周囲温度にならないものと見做して先に保管した周囲温度を使用する。もしプローブが1分以上にわたって穴17内にあったならば、それは周囲温度にあるものと見做される。

#### 【0028】

代替実施の形態では、システム初期化タスク40は、患者との接触を知らせるプローブ温度の急上昇、またはプローブを穴から取り出してから所定の長さの時間の経過、またはスイッチ36(図2)の作動のような他のイベントによってトリガすることができる。

#### 【0029】

ステップ68において、オフセット係数Cが、次の式4に示すように計算される。

$$C = B_0 + (B_1 \times T_a) + (B_2 \times T_a^2) \quad (\text{式4})$$

ここに、 $T_a$ は、周囲温度であり、そして

パラメータ $B_0$ 、 $B_1$ 、及び $B_2$ は、実際の臨床データの大きいサンプルに対する公知の統計的回帰技術を使用して経験的に導出された一定の重み付け係数である。

オフセット係数Cは、別途説明するように、予測温度の計算に、周囲温度を採り入れるのに使用される。式4に示すように、オフセット係数Cの計算は、温度の初期の読みは、体温計が使用される環境内の周囲温度 $T_a$ に等しいか、または

ほぼ等しいと想定しており、アルゴリズムは $T_a$ を実際に測定するのか、それとも既に格納済みの値を使用するのかを決定する。

#### 【0030】

図6は、温度データ取得及び濾波タスク42の流れ図である。図示したステップは、データが失われないように、またタイミングが不正確にならないように、一旦開始されると精密なタイミングで遂行され、中断されることはない。プロセッサ28、タイマ30、及びアナログ・デジタル変換器26(図2)は、到来する温度センサデータを取得して濾波し、温度決定の品質に影響を与え得るラインノイズ及び他の妨害を除去する。信号処理の分野において公知の種々の技術をこのプロセスに使用することができる。

#### 【0031】

好ましい実施の形態では、各タイマが中断され(ステップ76)、クロックカウンタが更新され(ステップ77)、電圧入力取得される(ステップ78)。この電圧は、プローブチップのサーミスタの抵抗に(従って、温度に)関係付けられている。この電圧に適用される典型的な数学的關係が、それを温度値に変換する(ステップ82)。次にシステムは、体温計を破損させることがないか、または考え得るハザードを呈することがないかを決定する目的で、温度範囲のチェックを遂行する(ステップ83)。しきい値がセットされており、もし体温計がこれらのしきい値外の読みを供給すれば、プローブは破損したものと見做される。例えば、もしプローブの読みが32°Fより低いか、または500°Fより高ければ、プローブは破損した(例えば、開回路または短絡)ものと見做される。もしプローブの読みが115°Fの温度にあれば、それは熱いプローブであると考えられ、ハザード警報が供給される。

#### 【0032】

温度データサンプルは、メモリ32内に格納される(ステップ84)。サーミスタの抵抗と温度との間の数学的關係は、サーミスタの製造業者から供給されるサーミスタ特性データを、サーミスタをアナログ・デジタル変換器へ相互接続するために存在しなければならない(そして、当分野においては公知の)特定の回路詳細と共に考慮に入れている。

## 【0033】

温度値をメモリ内に格納（ステップ84）した後に、システムは、94°F以上の温度について温度データを解析することによって、組織との接触が存在しているか否かを決定する（ステップ86）。組織との接触を決定するために、他のアプローチを使用することができる。もし接触が存在しなければ、システムは次のタイマ中断を待機し（ステップ76）、組織との接触が決定されるまで（ステップ86）上記プロセスが繰り返される。組織との接触が検出された時点で、十分なサンプルが取得されたか否か（ステップ87）に依存してシステムは別のデータサンプル78を取得するために（もし十分なサンプルが所得されていなければ）次の中断（ステップ76）を待機するか、または安定状態温度 $T_0$ の推定を計算し始める。好ましい実施の形態ではタイマは0.1秒間隔で走り、システムは、現在の温度推定 $T_0$ の計算を開始する前に約2秒の時間にわたって21のサンプルを取得する。このサンプル数及びサンプリングレートは、現在では温度予測精度と、受入れ可能な測定時間との間に最良の妥協を与えることが知られている。この時間中に、プローブから供給される温度信号は曲線に沿って上昇して患者の温度に漸近し、現在の温度推定 $T_0$ が次の式5によって計算される。

$$T_0 = A_1 T + A_2 T' + A_3 T'' + C \quad (\text{式5})$$

ここに、 $T$ は、メモリ内に格納された21のデータサンプルに基づく温度の平均値であり、

$T'$ は、メモリ内に格納された21のサンプルによって記述される温度曲線の一次導関数、即ち勾配であり、

$T''$ は、メモリ内に格納された21のサンプルによって記述される温度曲線の二次導関数、即ち勾配であり、

パラメータ $A_1$ 、 $A_2$ 、及び $A_3$ は、経験的に導出された一定の重み付け係数であり、そして

$C$ は、上述した周囲温度に依存するオフセット係数である。

## 【0034】

理想的には、パラメータ $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3$ 、 $B_0$ 、 $B_1$ 、及び $B_2$ を導出するのに使用される実際の臨床温度データサンプルの数は可能な限り多くすべきであり、測

定された温度は当該患者の温度の全範囲、即ち本発明による体温計が遭遇し得る温度の全範囲にわたって均一に広がっているべきである。しかしながら、得られた温度データサンプルの数は必然的に制限され、更に、測定された温度の大部分は正常な身体温度範囲内にあった。具体的に言えば、使用された臨床データは約240の温度データサンプルからなり、これらは60°Fから92°Fまで（16乃至33）の周囲温度範囲において測定して95.5°Fから104°Fまで（35.3乃至40）の範囲にわたっていた。

### 【0035】

この理由から、これらのデータサンプルに適用される標準回帰解析は、実際の温度が高い場合には低過ぎるように予測し、実際の温度が低い場合には高過ぎるように予測する傾向を呈するパラメータを発生し、予測温度エラーは、患者の実際の体温に本質的に等しい安定化温度 $T_f$ に対してある傾向、または関係を呈する。測定された温度 $T(t)$ と実際の温度 $T_f$ との間の差は、測定された温度 $T(t)$ 自体ではなく、測定された温度の勾配 $T'(t)$ 及び曲率 $T''(t)$ の関数である傾向があり、パラメータ $A_1$ は、計算された温度 $T_0$ 内のエラーが呈する傾向を排除するために人為的に1.0に等しく制約した。このようにして、残りの5つのパラメータ $A_2$ 、 $A_3$ 、 $B_0$ 、 $B_1$ 、及び $B_2$ が臨床データの回帰解析によって計算され、測定された温度にまたがる予測エラーの自乗の最低平均の表現で最も正確な予測を発生する。好ましい実施の形態では、これらの値は、

$$\begin{aligned} A_1 &= 1.0 & B_0 &= 15.8877 \\ A_2 &= 7.6136 & B_1 &= -0.3605 & (\text{式5.1}) \\ A_3 &= 8.87 & B_2 &= 0.002123 \end{aligned}$$

である。

### 【0036】

引き続き図6を参照する。組織との接触が決定され（ステップ86）、最後の温度推定が計算された後の所定数（例えば、5）のサンプルが取得されると（ステップ87）、システムは温度の平均値 $T$ の計算（ステップ88）、そのメモリ内への格納（ステップ90）、温度の一次導関数 $T'$ の計算（ステップ92）、そのメモリ内への格納（ステップ94）、温度の二次導関数 $T''$ の計算（ス

ステップ96)、そのメモリ内への格納(ステップ98)、そして最後に式5による現在の温度推定 $T_0$ の計算へと進む。

#### 【0037】

図7は、予測温度計算タスク44の流れ図を示している。このタスクは、図4に示すように、濾波され、処理されたデータを予測温度計算タスク44へ供給する温度データ取得及び濾波タスク42の直後に遂行される。最初のステップは、予測の計算(ステップ100)、及びこの場合には最後の4つの予測温度 $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$ 、及び $T_4$ であるランニング温度推定の更新(ステップ110)を伴うが、他の実施の形態では他の数の予測温度を使用することができる。初期の21のデータ点が取得された後に、本発明の温度予測プロセスがシステムによって継続的に遂行され(有限インパルス応答フィルタの使用に関して別途説明)、別の5つの(この実施の形態の場合)データ点が結果として取得される度に新しい温度予測が計算される。従って、新しい予測温度(即ち、現在の温度推定 $T_0$ )が5クロックサイクル毎に計算され、全ての値を $T_1$ から $T_4$ までシフトさせ、最終的に $T_0$ の値で $T_1$ を更新することによって、 $T_0$ を選択して最も古いランニング温度推定 $T_4$ (または、どれ程多くの温度推定 $N$ が使用されるかに依存して $T_N$ )を破棄しなければならない。

#### 【0038】

最後の4つ(または $N$ )の温度推定を追跡する目的は、予測精度と経過時間との間に最適の平衡が得られた時点を決めることにより、十分に正確な温度予測をディスプレイへ供給できる第1の時点をより良好に決定することである。このような最適平衡を決定するには、所定の最短待機時間、温度平均 $T(t)$ 、勾配 $T'(t)$ 、及び曲率 $T''(t)$ を計算するために使用される温度データサンプルの数、所定の最大勾配 $T'(t)$ 、所定の最大及び最小曲率 $T''(t)$ 、ランニング温度推定の間の所定の最大偏差、及び一貫性を斟酌するための所定数の先行予測、のような種々のパラメータを斟酌しなければならない。

#### 【0039】

図7に示すように、本発明の好ましい実施の形態では、予測精度と経過時間との間に最適平衡が得られた時点を決めるために、4つのこれらの条件が選択さ

れている。即ち、最短待機時間  $t$ 、最大勾配  $T'(t)$ 、最大及び最小曲率  $T''(t)$ 、及びランニング温度推定の間の所定の最大偏差が決定される。これらの各条件は、予測温度表示タスク 46 が活動化される前に満足させなければならない。従って図 7 に示すように、好ましい実施の形態では、トランジェントの影響を受けないようにするために、プローブが最初に活動化されて患者の身体と接触してから少なくとも 5 秒を経過させなければならない (ステップ 112)。次に、温度の上昇が急過ぎないようにするためには、従って“平らに”して安定状態に接近させるようにするためには、一次導関数  $T'$  は、 $0.25^\circ\text{F}$  ( $0.14$ ) 毎秒より大きくない正の値を有していなければならない (ステップ 114)。第 3 に、安定状態温度に適切に収束させるためには、二次導関数  $T''$  は  $\pm 0.05^\circ\text{F}$  ( $0.028$ ) 毎秒毎秒の間になければならない (ステップ 116)。第 4 に、最終予測の精度を保証するためには、ランニング温度推定  $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$ 、及び  $T_4 \dots T_N$  の何れか 2 つの間の差は、本実施の形態では  $0.3^\circ\text{F}$  ( $0.17$ ) より大きくてはならない。もしこれらの条件の何れかが満足されなければ、システムは温度データ取得及び濾波タスク 42 を開始して次のデータサンプル点を取得させ、現在の温度推定  $T_0$  を再計算させる。これら 4 つの条件のための好ましい値は、予測を計算するのに必要な時間とその精度との間に最適の妥協を得るために、経験的に決定されている。

#### 【0040】

4 つの条件の全てが満足されると、システムは 4 つのランニング温度推定  $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$ 、及び  $T_4$  を平均することによって最終温度推定  $T_f$  を計算する (ステップ 120)。  $T_f$  はシステムによって予測された温度であり、図 4 に示すように、予測温度表示タスク 46 を活動化させて体温計 10 (図 1) のディスプレイ 18 上に  $T_f$  を表示させることができる。これら複数の条件を実現することにより、本発明のシステムが、ある時間にわたって得られた温度データの均一性を評価し、予測温度を十分な程度の確実性をもって、従って体温計のユーザに信頼されるように表示する早期の時点を識別することによって、最終結果の精度を改善することを実質的に保証している。

#### 【0041】

好ましい実施の形態では、プロセッサ28(図2)が有限インパルス応答(“FIR”)デジタルフィルタと共に設けられていて、T、T'、及びT”を決定するのに必要な計算を遂行する。FIRフィルタは、典型的には、一連のK数値の各値に所定の係数 $h_k$ を乗ずることによって、これら数値を操作するように構成されている。好ましい実施の形態では、フィルタは、コンピュータプログラム及びCPU28によって実現されており、メモリ32が記憶装置として使用されている。別の実施の形態では、フィルタは、線形構成に接続されたKレジスタからなり、新しい各値が取得されてフィルタに供給される度にこの新しい値が第1のレジスタ内に格納され、全ての先に取得された値は1レジスタだけシフトし、最終的には第1の取得された値が最後のレジスタ内に格納されるようになっている。各レジスタkは、それに関連付けられている係数 $h_k$ を有しており、新しい値が各レジスタ内へシフトされるとその特定のレジスタに関連付けられている係数 $h_k$ がその値に乗算される。本実施の形態では、これらの諸ステップはソフトウェアによって遂行され、プロセッサメモリ32はレジスタ値を格納するために使用される。

#### 【0042】

FIRフィルタの出力は、各レジスタに関連付けられているそれぞれの係数 $h_k$ が乗算されたフィルタの全てのレジスタ内の値の合計に等しい。従って、一般的に言えば、入力シーケンス $x(n)$ ( $n = 0, 1, 2, \dots, K$ )が与えられると、係数 $h_0, h_1, \dots, h_k$ を有するFIRフィルタは次のような濾波された出力信号 $y(n)$ を供給する。

#### 【数3】

$$y(n) = \sum_{k=0}^{K-1} h_k \times x(n-k) \quad (\text{式 6.1})$$

ここに、 $h_k$  ( $k=0 \dots K-1$ ) = 特定のFIRフィルタのための係数のセット、

K = FIRフィルタのための係数の数

k = 指標

$x(n)$ は、取得され、フィルタへ供給された最後の温度データサンプルの値に対応する。

従って、適切な係数を使用することによって、FIRフィルタは、システムによって取得され、格納された温度データサンプル点からのサンプルデータ曲線の平均値 $T$ 、勾配 $T'$ 、及び曲率 $T''$ を抽出するようにプログラムすることができる。これらの係数は、公知の数学的方法を使用して21のデータ点の入力シーケンスのために容易に導出することができ、0.1秒間隔で取得された21サンプル( $n = 10, -9, \dots, 10$ 、但し $n = 10$ が最新サンプルである)のシステムの場合、FIRフィルタのための係数は以下の式で示される。

【数4】

$$T = \sum_{n=-10}^{10} \frac{1}{21} \times x(n) \quad (\text{式 6.2})$$

【数5】

$$T' = \sum_{n=-10}^{10} \frac{n}{0.1 \times 770} \times x(n) \quad (\text{式 6.3})$$

【数6】

$$T'' = \sum_{n=-10}^{10} \frac{2 \times \left( n^2 - \frac{770}{21} \right)}{0.1^2 \left( 50666 - \frac{770^2}{21} \right)} \times x(n) \quad (\text{式 6.4})$$

ここに、

【数7】

$$\sum_{n=-10}^{10} n^2 = 770$$

$$\sum_{n=-10}^{10} n^4 = 50666 \quad (\text{式 6.5})$$

である。

## 【0043】

図8は、FIRフィルタを含むプロセッサの動作を示すブロック図である。取得した最後の温度データサンプル $x(n)$ は、アナログ・デジタル変換器(図示していない)からプロセッサ28へ供給され、FIR回路 $FIR_1 202$ 、 $FIR_2 204$ 、及び $FIR_3 206$ へ同時に印加される。これらのFIR回路は、それぞれ、アナログ・デジタル変換器から供給される $x(n)$ を含む最後の21の温度データ点の平均値 $T$ 、勾配 $T'$ 、及び曲率 $T''$ を計算するように構成されている。平均値 $T$ 、勾配 $T'$ 、及び曲率 $T''$ のそれぞれには、それぞれの重み付け係数 $A_1 212$ 、 $A_1 214$ 、及び $A_1 216$ が乗算され、次いで合計される(ブロック218)。最後に、オフセットファクタ $C$ (前述したように、周囲温度 $T_0$ の関数である)が重み付けされた平均値 $T$ 、勾配 $T'$ 、及び曲率 $T''$ の合計に加算され、現在の温度推定 $T_0$ が計算される。

## 【0044】

曲率 $T''(t)$ は、2つの勾配計算フィルタ $FIR_2$ を連結して勾配 $T'(t)$ の勾配を計算しても、計算することができる。しかしながら、このようなアプローチは曲率 $T''(t)$ の計算と同時にではなく、曲率 $T''(t)$ を計算する前に勾配 $T'(t)$ する必要がある、従って最終温度の計算を遅らせることになるので、本発明の好ましい実施の形態に使用するよう選択されなかった。

## 【0045】

温度データの平均値、勾配、及び曲率を導出するためにFIRフィルタを使用することによって、本発明のシステムは、温度を予測するために、広く入手可能な8ビットプロセッサのような容易に入手可能な比較的安価な数学的プロセッサと共に、かなり精緻なアルゴリズムを使用することができる。1つの例として、NEC製の部品番号UP078064を有する8ビットプロセッサを使用することができる。最後に、本発明のアルゴリズムは、広範囲の最終安定状態温度にわたって最も正確な結果を提供する重み付けファクタを経験的に導出するために、該アルゴリズムを実際のデータに適用することによって精密に調整された。

## 【0046】

本発明の代替実施の形態では、単一のFIRフィルタをプログラムして温度平

均 $T(t)$ 、勾配 $T'(t)$ 、及び曲率 $T''(t)$ の重み付け合計を抽出することができる。しかしながら、単一のFIRフィルタを使用すると、サンプルされたデータから平均 $T(t)$ 、勾配 $T'(t)$ 、及び曲率 $T''(t)$ を個々に抽出することはできず、従って、上述したように予測精度と経過時間との間が最適の平衡に到達した時点を決めるためにこれらのパラメータを個々に監視することができない。更に、個々のFIRフィルタを使用することによって、例えば各パラメータ毎に特定の平滑量を得るために各FIRのサイズを調整するというように、これらの各パラメータを個々に調整することができる。

#### 【0047】

以上に本発明の1つの形状を説明したが、本発明の範囲から逸脱することなく以上に説明したデバイス及び方法にさらなる変更及び改良を加え得ることは明白である。従って、本発明は特許請求の範囲によってのみ限定されることを意図している。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

本発明の面を組み入れた電子臨床体温計の斜視図である。

##### 【図2】

図1に示す体温計を使用して温度センサと対象とが最終的に平衡する前に対象の温度を決定するための本発明の面を組み入れたシステムのブロック図である。

##### 【図3】

サーミスタ自体の温度とは異なる、そしてそれより高い温度に対するサーミスタの典型的な応答曲線のグラフである。

##### 【図4】

データフロー、及び本発明の面を組み入れた図2に示すシステムによって遂行されるタスクを示す図である。

##### 【図5】

図4のシステム初期化タスクを示す図である。

##### 【図6】

図4の温度データ取得及び濾波タスクを示す図である。

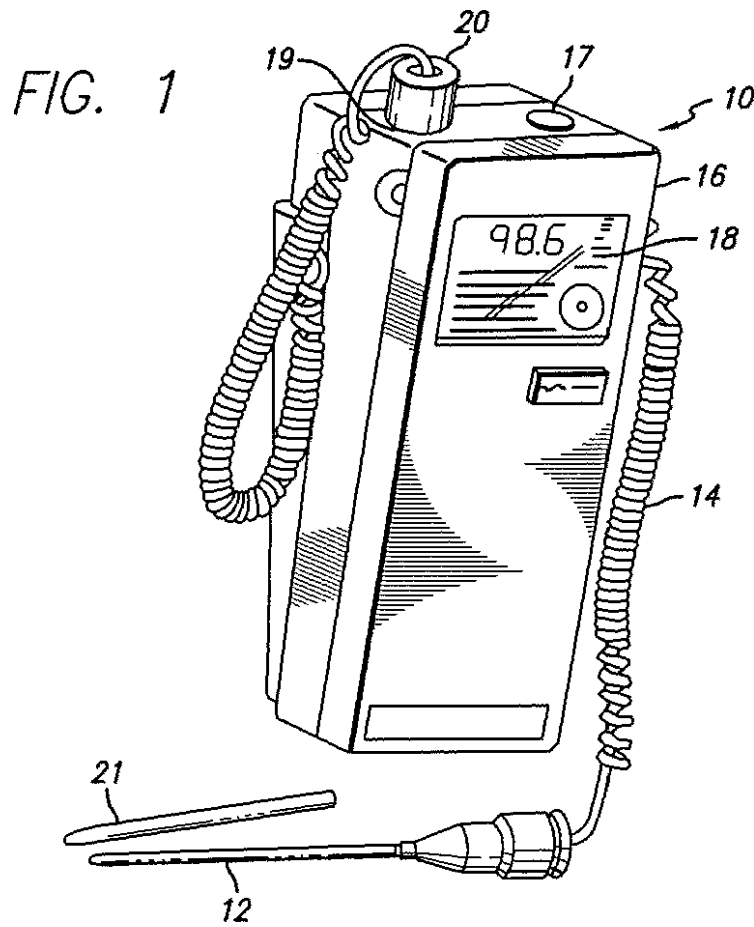
【図7】

図4の予測温度計算タスクを示す図である。

【図8】

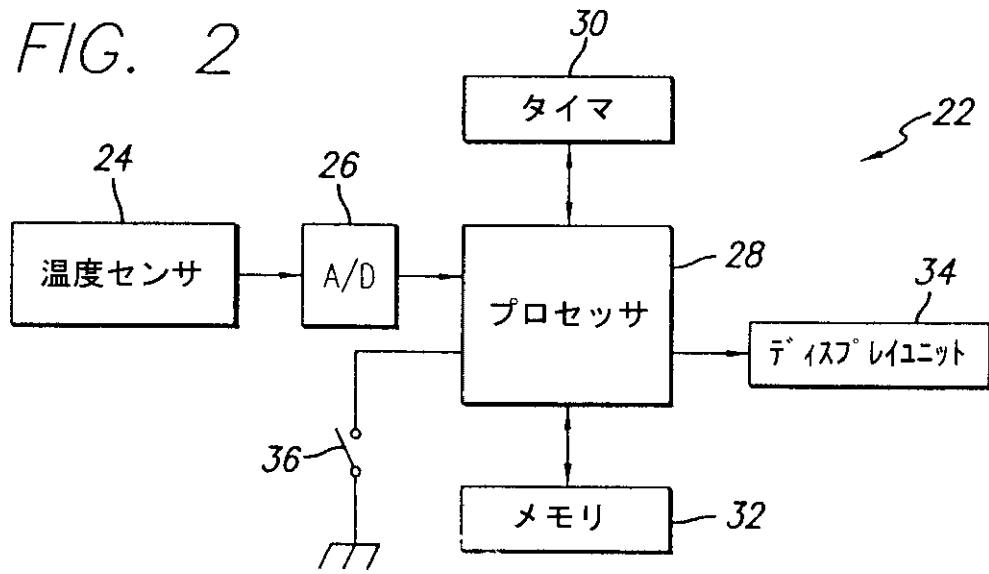
図2に示す本発明の面によるシステムによって遂行されるプロセッサ機能のブロック図である。

【図1】



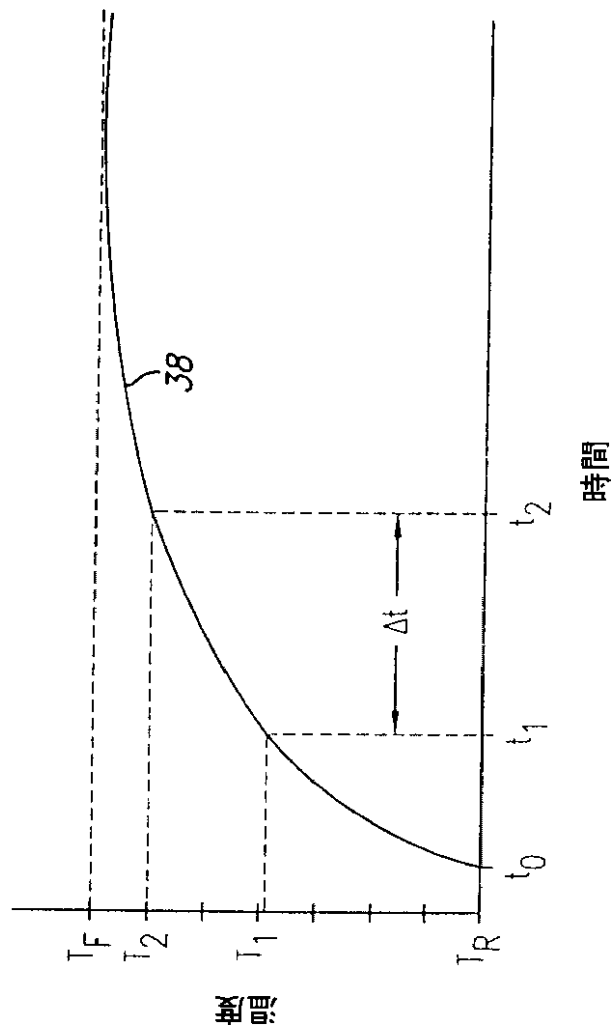
【図2】

FIG. 2



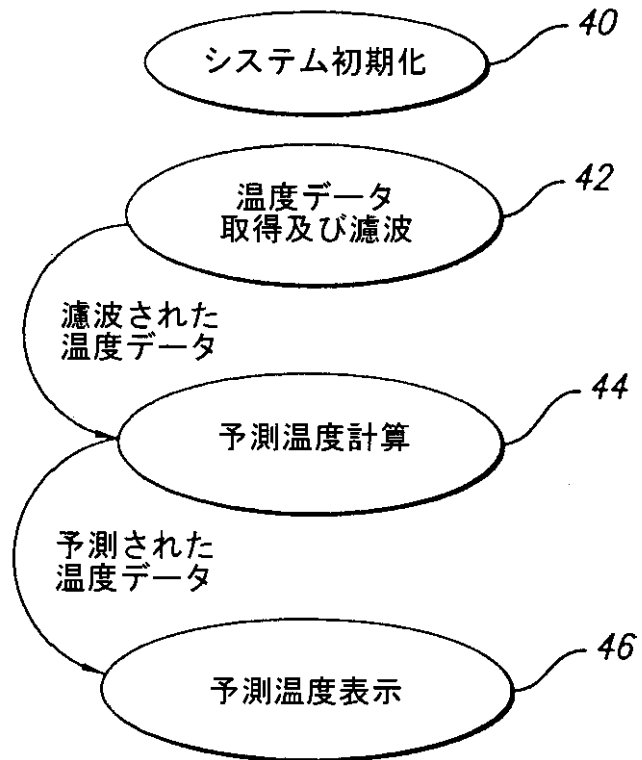
【図3】

FIG. 3  
従来技術



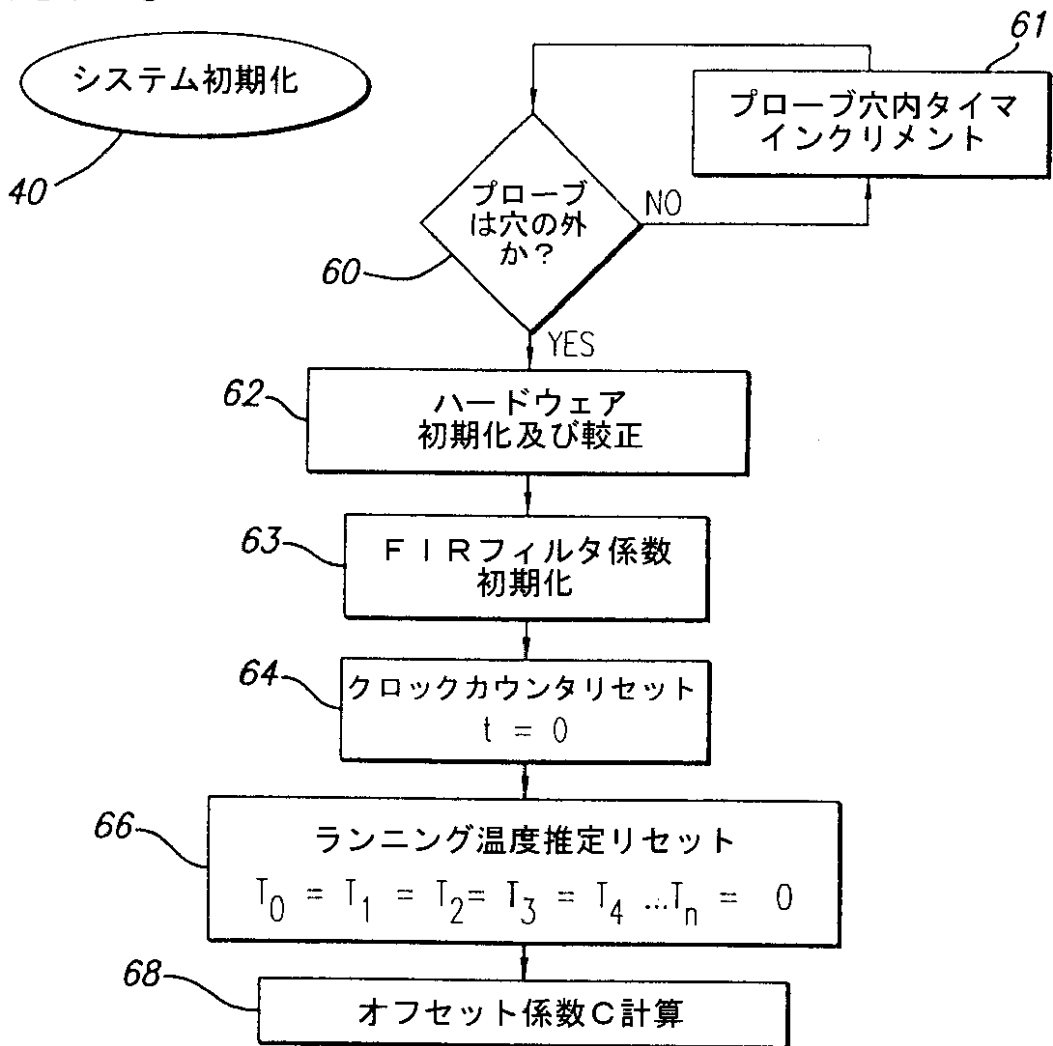
【図4】

FIG. 4



【図5】

FIG. 5



【図6】

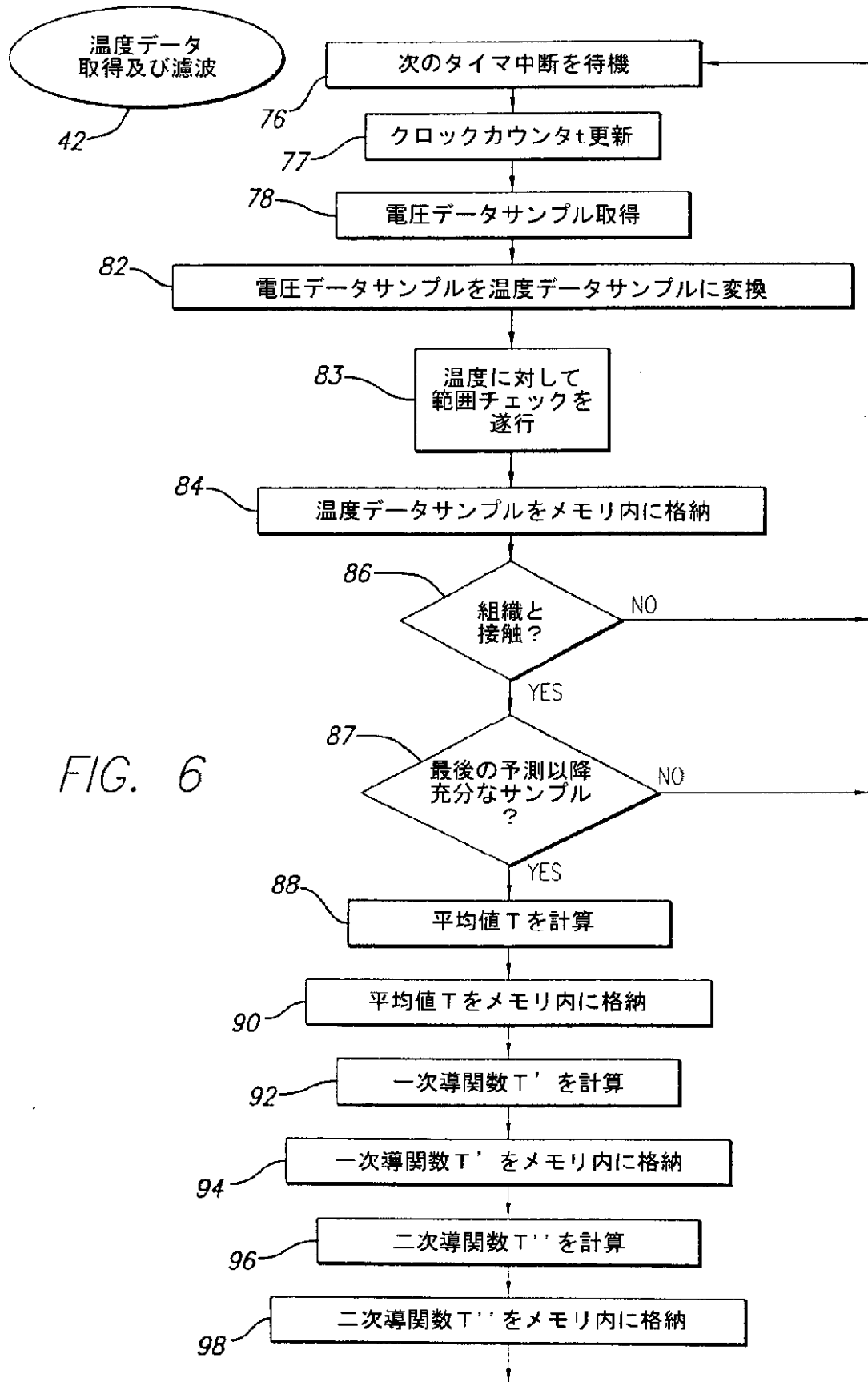


FIG. 6

【図7】

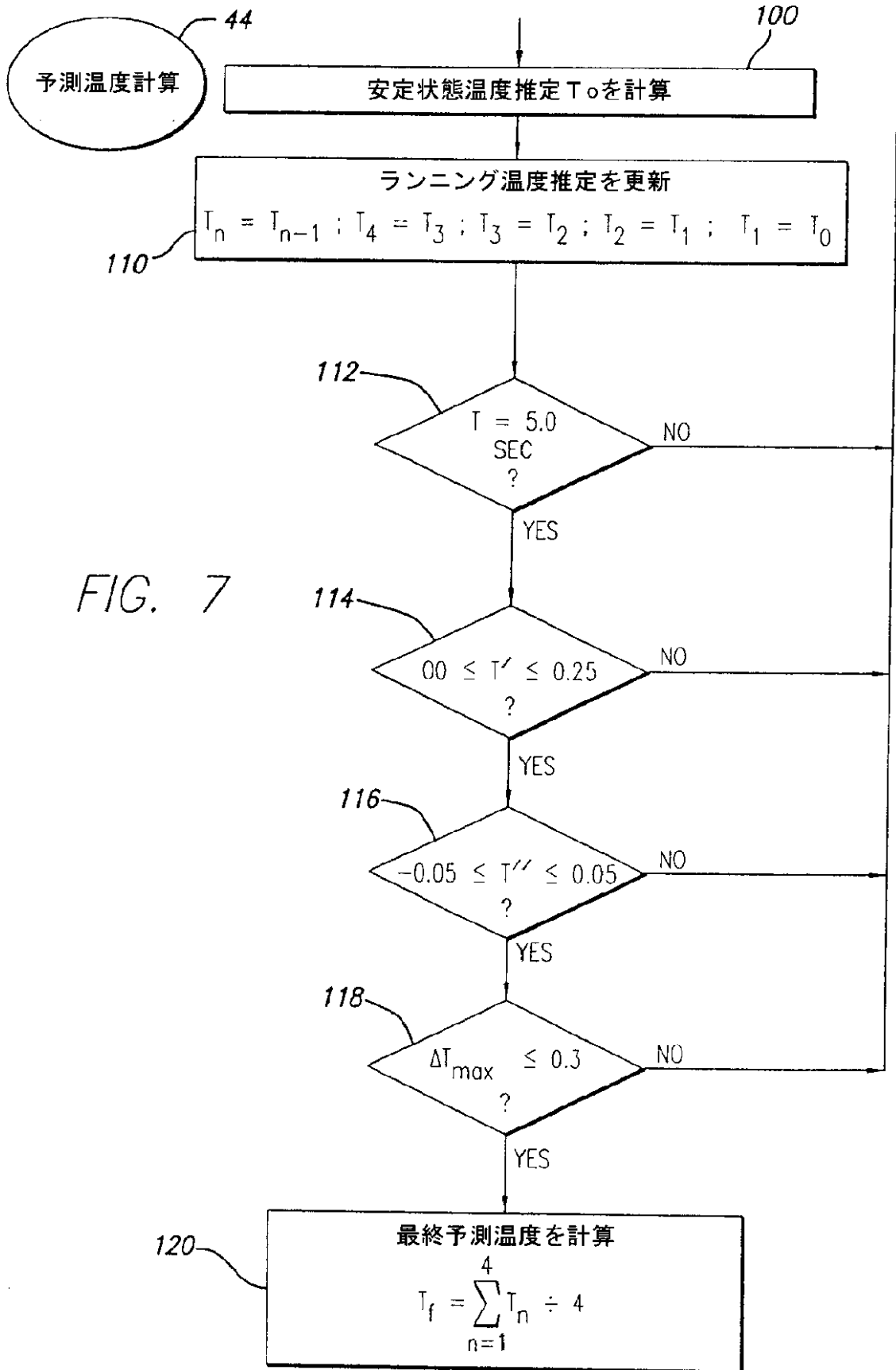
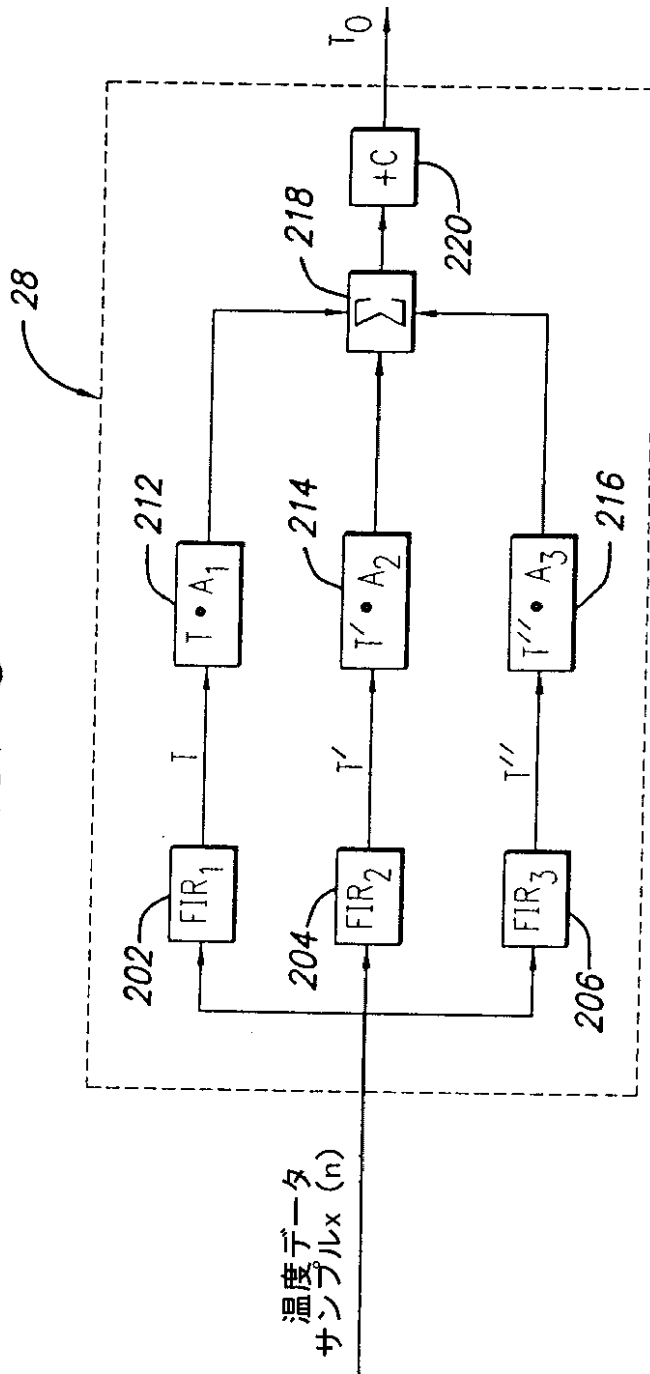


FIG. 7

【図8】

FIG. 8



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		Inter national Application No PCT/US 00/13496
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01K7/42		
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) IPC 7 G01K		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 332 700 A (TERUMO CORP) 20 September 1989 (1989-09-20)  page 22, line 1 -page 40, line 28; figures	1-3, 5-10, 15, 30, 39
A	WO 97 03340 A (NASA) 30 January 1997 (1997-01-30)  page 10, line 32 -page 11, line 1 page 18, line 25 -page 19, line 29; figures  --- -/--	1, 5, 7, 15, 18, 21, 30, 39
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search  2 August 2000		Date of mailing of the international search report  11/08/2000
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5018 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Ramboer, P

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US 00/13496
--

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 012, no. 019 (P-657), 21 January 1988 (1988-01-21) -& JP 62 175627 A (OMRON TATEISI ELECTRONICS CO;OTHERS: 01), 1 August 1987 (1987-08-01) abstract	i
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 009, no. 265 (P-399), 23 October 1985 (1985-10-23) -& JP 60 114731 A (TATEISHI DENKI KK), 21 June 1985 (1985-06-21) abstract	i

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.  
PCT/US 00/13496

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0332700 A	20-09-1989	JP 1928873 C	12-05-1995
		JP 6056332 B	27-07-1994
		JP 63128234 A	31-05-1988
		JP 1928874 C	12-05-1995
		JP 6056333 B	27-07-1994
		JP 63128235 A	31-05-1988
		AU 607725 B	14-03-1991
		AU 8171887 A	16-06-1988
		CA 1294363 A	14-01-1992
		ES 2005933 A	01-04-1989
		WO 8804039 A	02-06-1988
		KR 9103827 B	12-06-1991
		US 4986669 A	22-01-1991
		US 5011294 A	30-04-1991
WO 9703340 A	30-01-1997	US 5738441 A	14-04-1998
		AU 712264 B	04-11-1999
		AU 6544196 A	10-02-1997
		CA 2226506 A	30-01-1997
		DE 838021 T	22-10-1998
		EP 0838021 A	29-04-1998
		NZ 313394 A	28-10-1999
JP 62175627 A	01-08-1987	NONE	
JP 60114731 A	21-06-1985	NONE	

## フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

专利名称(译)	预测体温测量系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002544512A</a>	公开(公告)日	2002-12-24
申请号	JP2000618700	申请日	2000-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	ALARIS医疗SYST		
申请(专利权)人(译)	Ararisu医疗系统公司		
[标]发明人	シーファートロバートジェイ		
发明人	シーファート ロバート ジェイ		
IPC分类号	A61B5/01 G01K7/42 A61B5/00		
CPC分类号	G01K7/42		
FI分类号	A61B5/00.101.F G01K7/00.371		
F-TERM分类号	2F056/HX01 2F056/HX04		
优先权	09/313911 1999-05-18 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于通过传感器读取物体的温度并通过处理器快速预测物体的温度的方法和装置。处理器包括有限脉冲响应 ( FIR ) 滤波器, 用于基于预定数量的温度样本, 平均值, 一阶导数和温度来确定感测温度的平均值, 一阶导数和二阶导数。通过将加权因子应用于每个二阶导数, 并将加权平均值, 一阶导数和二阶导数与偏移因子进行组合, 可以计算出温度估算值。

