

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 5/00	101	A 6 1 B 5/00	101 K 2 G 0 6 6
G 0 1 J 5/10		G 0 1 J 5/10	D

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 10数)

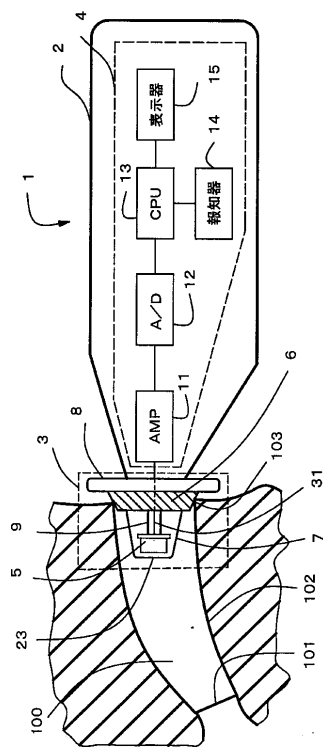
(21)出願番号	特願2000 - 31958(P2000 - 31958)	(71)出願人	000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
(22)出願日	平成12年2月9日(2000.2.9)	(72)発明者	村本 裕 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内
		F タ-ム (参考)	2G066 AC13 BA01 BA08 BA09 BA57 BB11 BC07 BC15 CB01 CB02

(54)【発明の名称】 赤外線体温計

(57)【要約】

【課題】閉鎖された測定部の熱平衡状態の体温(平衡体温)を予測して測定することで、測定状態に左右されずに正確な体温を短時間で測定できる赤外線体温計を提供すること。

【解決手段】本発明の赤外線体温計1は、生体の閉鎖された測定部(耳内、口腔、腋下)からの赤外線の強度を検出する赤外線センサー5を有し、前記赤外線センサー5からの経時的な赤外線検出信号から得られる実測体温上昇率に基づき、平衡体温をCPU 13で予測演算し、表示器15に表示することで、外気温や測定状態(プローブ部の測定部位での状態)に左右されない、安定した体温(平衡体温)を短時間で測定できるように構成されている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】生体の測定部からの赤外線強度を検出する赤外線検出手段を有し、前記赤外線検出手段からの赤外線検出信号に基づいて前記測定部の温度を測定する赤外線体温計において、経時的な前記赤外線検出信号に基づいて、前記測定部の平衡温度を予測演算し、前記平衡温度を表示することを特徴とする赤外線体温計。

【請求項 2】前記予測演算は、経時的な前記赤外線検出信号から導出される経時的な温度信号の変化に基づいて演算される請求項 1 に記載の赤外線体温計。

【請求項 3】前記赤外線検出手段は、プローブ部の先端に設けられることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の赤外線体温計。

【請求項 4】前記赤外線検出手段は、熱絶縁性中空パイプで支持することを特徴とする請求項 3 に記載の赤外線体温計。

【請求項 5】前記赤外線検出手段は、プローブ部の後端に設けられることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の赤外線体温計。

【請求項 6】前記プローブ部の内側にライトガイドが設けられることを特徴とする請求項 5 に記載の赤外線体温計。

【請求項 7】前記測定部の実測温度を表示できることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 に記載の赤外線体温計。

【請求項 8】前記測定部が、耳内であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれかに記載の赤外線体温計。

【請求項 9】前記プローブ部の外側に熱絶縁部が設けられていることを特徴とする請求項 8 に記載の赤外線体温計。

【請求項 10】前記測定部が、腋下であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれかに記載の赤外線体温計。

【請求項 11】前記測定部が、口腔であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 に記載の赤外線体温計。

【請求項 12】耳内からの赤外線強度を検出して前記耳内の温度を測定する赤外線体温計において、耳内を閉鎖空間とするための閉鎖手段を有し、前記閉鎖された耳内から経時的に検出される赤外線強度に基づいて、前記耳内の平衡温度を予測演算し、前記平衡温度を表示することを特徴とする赤外線体温計。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、生体から発せられる赤外線を検出して体温を測定する赤外線体温計に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、病院等の医療機関や家庭などで体温の測定を行う体温計として、耳内（外耳道内）にプロ

ーブ部を挿入し、耳内の各部から放射される赤外線（熱線）を検出し、その赤外線強度によって耳内の検温を行う赤外線体温計が提案され、普及が始まっている。

【0003】このような赤外線体温計で測定される耳内温度は、外気の温度の影響を受ける。すなわち、外気の温度が低い場合には、耳道の入り口に近い部分が外気により冷やされているので、その分だけ放射される赤外線量が減り、耳内温度は低く計測される。一方、外気の温度が比較的高く、体温との差が小さいときには、そのような外気の影響は小さい。更に、同じ外気の温度の環境においても、赤外線体温計のプローブ部の耳内での向きと耳内への挿入の深さが異なることにより、測定の度に、耳内の異なる部分の温度が測定され耳内温度の値がばらつくことがある。

【0004】また、病院等の医療機関や家庭などでは、従来から、腋下や口腔の検温を行う体温計として、接触型センサー（サーミスターなど）を用いた電子体温計が広く普及している。このような電子体温計では、測定部位を閉じて閉鎖空間を作り、そこでの安定した熱平衡状態の体温（平衡体温）を測定するが、測定部位の閉鎖空間が熱平衡状態に達するには（すなわち、平衡体温の計測には）、体温計を測定部位に装着してから、通常、腋下では約 10 分、口腔では約 5 分の時間を要する。このため、電子体温計のプローブ部（センサー部）の初期熱応答特性、すなわち、測定される初期の実測体温上昇カーブから、平衡体温を予測することで測定時間を短縮できる予測式電子体温計も普及している。腋下や口腔の検温での、より一層の予測時間の短縮、すなわちより一層の測定時間の短縮が望まれているが、腋下や口腔で検温する場合、従来の接触型センサーによるプローブ部で安定した速い熱応答を得るには、限界がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、測定部の熱平衡状態の体温（平衡体温）を予測して測定することで、測定状態に左右されずに正確な体温値を短時間で測定できる赤外線体温計を提供することを目的とする。特に、耳内の検温については、従来の赤外線体温計に比べて外気の温度や耳内でのプローブ部の状態に左右されないで正確な体温を測定できることを目的とし、腋下と口腔での検温では、従来の電子体温計に比べて予測時間を短縮することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】このような目的は、下記（1）～（12）の発明により達せられる。

【0007】（1）生体の測定部からの赤外線強度を検出する赤外線検出手段を有し、前記赤外線検出手段からの赤外線検出信号に基づいて前記測定部の温度を測定する赤外線体温計において、経時的な前記赤外線検出信号に基づいて、前記測定部の平衡温度を予測演算し、前記平衡温度を表示することを特徴とする赤外線体温計。

【0008】(2) 前記予測演算は、経時的な前記赤外線検出信号から導出される経時的な温度信号の変化に基づいて演算される上記(1)に記載の赤外線体温計。

【0009】(3) 前記赤外線検出手段は、プローブ部の先端に設けられることを特徴とする上記(1)または上記(2)に記載の赤外線体温計。

【0010】(4) 前記赤外線検出手段は、熱絶縁性中空パイプで支持することを特徴とする上記(3)に記載の赤外線体温計。

【0011】(5) 前記赤外線検出手段は、プローブ部の後端に設けられることを特徴とする上記(1)または上記(2)に記載の赤外線体温計。

【0012】(6) 前記プローブ部の内側にライトガイドが設けられることを特徴とする上記(5)に記載の赤外線体温計。

【0013】(7) 前記測定部の実測温度を表示できることを特徴とする上記(1)ないし上記(6)のいずれかに記載の赤外線体温計。

【0014】(8) 前記測定部が、耳内であることを特徴とする上記(1)ないし上記(7)のいずれかに記載の赤外線体温計。

【0015】(9) 前記プローブ部の外側に熱絶縁部が設けられていることを特徴とする上記(8)に記載の赤外線体温計。

【0016】(10) 前記測定部が、腋下であることを特徴とする上記(1)ないし上記(7)のいずれかの赤外線体温計。

【0017】(11) 前記測定部が、口腔であることを特徴とする上記(1)ないし上記(7)に記載の赤外線体温計。

【0018】(12) 耳内からの赤外線の強度を検出して前記耳内の温度を測定する赤外線体温計において、耳内を閉鎖空間とするための閉鎖手段を有し、前記閉鎖された耳内から経時的に検出される赤外線の強度に基づいて、前記耳内の平衡温度を予測演算し、前記平衡温度を表示することを特徴とする赤外線体温計。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明の赤外線体温計を添付図面に示す好適実施例に基づいて説明する。

【0020】図1は、耳に装着された状態の本発明の第1実施例の赤外線体温計の概略図である。図2は、本発明の実施例の赤外線体温計を耳に装着した場合に検出される実測の耳内温度(耳内体温)の耳内平衡温度に至る時間変化を示す図である。また、図3は、本発明の実施例の赤外線体温計の予測方式の説明に用いられる図である。図4は、本発明の実施例の赤外線体温計の表示部の表示形態を示す図である。図5、図6、図7は、それぞれ、耳に装着した状態の本発明の第2実施例、第3実施例、第4実施例の赤外線体温計の概略図である。また、図8と図9は、それぞれ、本発明の赤外線体温計の第5

実施例、第6実施例であるが、これらは腋下・口中(口腔)に適用する場合の実施例である。図10は、従来の接触型センサーを備える予測式電子体温計と非接触型センサー(赤外線センサー)を備える本発明の赤外線体温計との実測体温上昇カーブの対比を示す図である。

【0021】まず、耳内の検温に適用する場合の本発明の赤外線体温計について説明する。

【0022】図1にみるように、本実施例(第1実施例)の、耳に適用した場合の赤外線体温計1は、耳内100(耳道102)に挿入され赤外線を検出する赤外線センサー5を内蔵するプローブ部3とプローブ部3の赤外線センサー5から出力される赤外線検出信号を処理して体温値を演算し出力する信号処理部4を含む本体部2とが一体的に構成される。このようなプローブ部・本体部の一体型では、赤外線体温計1を手で把持し、そのまま耳内に挿入し、温度測定を終了を待てば良いことから、使用方法が単純で使いやすい。

【0023】プローブ部3は、基本構造として、耳内100(耳道102)の奥方向を向く先端付近に小型の赤外線センサー5(赤外線検出手段)を搭載し、耳道入り口103に当接することで、この部分を塞ぐ熱絶縁部6(閉鎖手段)を備えるが、さらに、赤外線センサー5を外部から保護するためのセンサー保護カバー7とプローブ部6が耳道に深く入り過ぎないように熱絶縁部6の後端に耳道入り口の径より大きい径を有するフランジ8が設けられている。耳内100では、熱産生が比較的小さい(耳道102の血管の血流は少ない)ことから、耳内平衡温度の測定には、耳内から外気への放熱が起きないように耳内を閉鎖空間にするために、耳道入り口103の閉鎖手段は重要である。センサー保護カバー7の先端部分は、耳内からの赤外線を取り込むための赤外線を透過する窓23が設けられている。赤外線センサー5は、熱絶縁部6から伸びる熱絶縁性の良い軽い材料からなる中空のパイプ9により先端付近に支持されている。このような熱絶縁性中空パイプ9を支持部材として用いることで、赤外線センサー5に外気温の影響が伝播することを防止できる。耳内から放射される赤外線の強度を検出する赤外線センサー5からの赤外線検出信号は、パイプ9内を通るリード線31により信号処理部4に伝達される。尚、プローブ部3には、赤外線センサー5の温度を基準温度として測定するために、サーミスターなど接触型センサー(図示せず)が、赤外線センサー5と共に搭載される場合もある。また、本実施例の中での、赤外線センサー5は、サーモパイル型、ボロメータ型、焦電型のいずれも可能であり限定されない。

【0024】信号処理部4は、AMP(増幅器)11、A/D変換器12、CPU13、報知器14、表示器15から構成されている。

【0025】CPU13のメモリーには、赤外線センサー5が受光した赤外線の量(赤外線信号)に応じて温度が求

まる赤外線 - 温度変換テーブルが内蔵されている。この赤外線 - 温度変換テーブルは、赤外線センサー 5 の個々の特性に合うように、体温計生産時に、予め標準黒体炉を用いての較正過程で作成され、CPU 13 のメモリーに格納される。後述の予測演算に用いられるパラメーターも、同様に、体温計生産時に、CPU 13 のメモリーに格納される。

【0026】図 2 は、本発明の実施例の構造を備える赤外線体温計 1 を耳に装着(プローブ部 3 を耳内に挿入)してからの経過時間を横軸に、赤外線体温計 1 で測定した耳内実測温度を縦軸として、耳内実測温度が経過時間とともに熱平衡状態(耳内平衡温度)に至る様子、すなわち、実測温度上昇カーブの概略を描いたグラフである。グラフ A は、外気温度が低い場合であり、グラフ B は外気温度が高い場合(比較的体温に近い外気温度)である。

【0027】耳道入り口 103 は、赤外線体温計 1 の熱絶縁部 6 (閉鎖手段)で塞がれ、耳内は閉鎖空間に形成されることから、外気温度の高低にかかわらず、実測の耳内温度は、やがては、熱平衡状態(耳内平衡温度)に至るが、それまでの経過は、外気温度の高低により異なっていることが分かる。すなわち、外気温度が低い場合(グラフ A)には、耳道入り口 103 から耳道内部に至る部分で耳道 102 が冷えており、測定された実測の耳内温度は、プローブ部 3 の挿入直後の温度の低い状態から安定した耳内平衡温度 T_{jh} に至るには、比較的、長い時間(図 2 の t_2)を要する。一方、外気温度が高い場合(グラフ B)には、比較的、短い時間(図 2 の t_1)で耳内平衡温度 T_{jh} に達する。プローブ部 3 の耳内への挿入後、耳内平衡温度 T_{jh} に至るまでの時間は、通常の外気温度の変化の範囲では、約 1 ~ 7 分の幅をもつ。

【0028】耳内平衡温度 T_{jh} は、耳内が熱平衡状態で測定される温度であり、熱平衡状態では耳内 100 の各部(鼓膜 101、耳道 102)の温度は均一化され、外気温度に左右されない安定した温度になっていることから、プローブ部 3 の挿入時の入れ方(深さ、角度)による影響を受けない。従って、耳内温度としては耳内平衡温度を求めることが重要である。

【0029】従来の瞬時測定のみを行う耳式の赤外線体温計では、耳内に体温計のプローブ部 3 を挿入した後の比較的早い段階(図 2 の例えば t_0)で測定するので、測定で得られる実測の耳内温度に、外気温度の高低に依存したばらつき(図 2 の T_{jA} , T_{jB})が生じる。そして、通常、耳内平衡温度は、赤外線体温計 1 を耳道挿入後の瞬時に測定される耳内温度に比べて高い値となることから、従来の耳式の赤外線体温計は、耳内平衡温度より、低い耳内温度が測定されることになる。

【0030】本発明は、赤外線体温計 1 を耳内 100 (耳道 102)に挿入すると共に耳道入り口 103 を熱絶縁部 6 (閉鎖手段)で塞ぎ耳内を閉鎖空間とし、この状態での実測の耳内温度の上昇情報から、耳内平衡温度を予

測演算して求めることを特徴とする。

【0031】図 3 を用いて、本実施例の予測演算を説明する。本実施例での予測演算は、次式の通り、測定時点(プローブ部を耳内に挿入してからの経過時間) t での耳内実測温度 $T_j(t)$ に、その時点での上乗せ量 $U(t)$ を加算して、耳内平衡温度 T_{jh} を予測演算する。

$$T_{jh} = T_j(t) + U(t) \quad \dots (1)$$

【0032】測定時点 t で、耳内実測温度が低く、耳内平衡温度との差が大きい場合(上乗せ量を大きくとる必要がある場合)には、通常、急速に耳内実測温度が上昇している。また、逆に、耳内実測温度が高く、耳内平衡温度との差が小さい場合(上乗せ量を小さくとる必要がある場合)には、通常、緩慢に耳内実測温度が上昇している。従って、本実施例では、測定時点 t での上乗せ量 $U(t)$ は、耳内実測温度の測定時点 t の直前で演算される実測温度上昇率(T_j / t)に比例すると仮定して、

$$U(t) = A_0 * (T_j / t) \quad \dots (2)$$

とする。ここで、 A_0 は、予め収集されたデータに基づいて予測が正確に行われるように最適化されているパラメーターである。さらに、上乗せ量 $U(t)$ の精度を上げるためには、実測温度上昇率(T_j / t)の係数等の経過時間 t の依存性を、考慮して、

$$U(t) = (A * t + B) * (T_j / t) + (C * t + D) \quad \dots (3)$$

とすることもできる。ここでも、 A, B, C, D は、予め収集されたデータに基づいて予測が正確に行われるように最適化されているパラメーターである。

【0033】次に、本実施例での赤外線体温計 1 の動作を、図 1 をもとに説明する。本実施例の赤外線体温計 1 は、プローブ部 3 が耳内 100 (耳道 102)に挿入された後、耳内 100 (鼓膜 101 や耳道 102)から放射される赤外線の強度を赤外線センサー 5 で経時的に時々刻々検出し、検出された赤外線検出信号は、リード線 31 を通って、信号処理部 4 の中の AMP (増幅器) 11 で増幅され、A/D 変換器 12 でデジタル信号に変換され、CPU 13 に入力される。CPU 13 では、入力された赤外線検出信号をメモリーに格納されている赤外線 - 温度変換テーブルを用いて温度信号に変換し、実測の耳内温度 T_j が演算される。これらの実測耳内温度 T_j は、数秒にわたって CPU 13 のメモリーに記憶される。さらに、CPU 13 では、記憶されている過去の実測耳内温度を用いて測定時点 t の直前での実測温度上昇率(T_j / t)が演算され、メモリーに予め格納されているパラメーター(A_0 もしくは A, B, C, D)を用いて、(2)式もしくは(3)式を利用して、上乗せ量 $U(t)$ が演算される。そして、演算された上乗せ量 $U(t)$ と測定時点 t での実測温度 $T_j(t)$ を用いて、(1)式に従って、耳内平衡温度 T_{jh} の予測演算がなされる。このような予測演算は、時々刻々なされるが、後述の測定終了の条件が満たされた時には、信頼できる耳内平衡温度が予測演算により得られたとして、測定が終了する。そして、この測定の終了は報知器 14 により報知(ブザ

一、音声、振動など)され、最終的に得られた信頼できる耳内平衡温度 T_{jh} が、表示器 15 に表示される。このような、予測演算方式による体温測定を行うことで、耳内平衡温度は、測定を開始(プローブ部を耳内に挿入)してから、短時間(5 秒から 10 秒)で測定を終了させ、表示器 15 に耳内平衡温度を表示することができる。信頼できる平衡温度が得られる条件、すなわち、測定の終了の条件は、本実施例では、

実測温度の上昇率が所定の閾値以下となる。

予測された平衡温度の安定性(ばらつき)が所定の範囲以下となる。

の両方が共に確認された時点となっている。しかし、これらのいずれかが確認された時点とすることもできるし、また、以外の条件(例えば、経過時間の条件等)を、更に設けることもできる。

【0034】図 4 は、本実施例の表示器 15 の表示形態である。本実施例の赤外線体温計 1 の表示器 15 では、予測演算された耳内平衡温度だけでなく、時々刻々測定される実測(瞬時測定)の耳内温度も、モードを切り替えることで表示できる表示形態を備えており、表示されている体温値が、いずれものであるかは、体温値と共に表示されるマーク 16 (実測マーク)、17 (予測マーク)の点灯もしくは点滅により区別できるようになっている。

【0035】図 5 は、本発明の第 2 実施例の赤外線体温計 1 を耳に装着した状態の概略図である。この実施例の赤外線体温計 1 は、第 1 実施例と同じくプローブ部 3 と信号処理部 4 を含む本体 2 が一体的となる構造を有するが、第 1 実施例とは異なり、赤外線センサー 5 はプローブ部 3 の後端に位置している。そして、プローブ部 3 の先端から後端の赤外線センサー 5 までの間の内側に、耳内 100 から放射される赤外線を損失なく導くライトガイド 18 が設けられている。このように赤外線センサー 5 をプローブ部 3 の後端に位置させ、赤外線センサー 5 の前方にライトガイド 18 を設ける場合、ライトガイド 18 を含むプローブ部 3 の先端部分での熱容量は、第 1 実施例のセンサー部保護カバー 7 の熱容量に比べて一般に大きくなることから、赤外線センサー 5 の熱応答は、第 1 実施例の場合よりも遅くなる。しかし、第 1 実施例の場合と異なり、赤外線センサー 5 については、耳内 100 の挿入されるプローブ部 3 の先端に設ける必要がないことから、比較的大きいものを採用することが可能であり、赤外線センサー 5 及びその周辺構造について設計上の制限が少ないという利点を有する。尚、プローブ部 3 が耳内 100 に挿入された状態で、プローブ部 3 を経由して耳内 100 からの放熱が起きないように(耳内を閉鎖空間とするために)、プローブ部 3 の根元一帯には熱絶縁材料でできている熱絶縁部 6 を有し、これで耳道入り口 103 が塞がれている(閉鎖手段)。

【0036】図 6 と図 7 は、それぞれ、本発明の第 3 実施例と第 4 実施例の赤外線体温計 1 を耳に装着した状

態の概略図である。これら第 3 と第 4 の実施例の赤外線体温計 1 は、プローブ部 3 の構造は、第 1 実施例と同じだが、プローブ部 3 と AMP (増幅器) 11、A/D 変換器 12 を含む信号処理部 401 を備える耳装着部 201 と CPU 13、報知器 14、表示器 15 を含む信号処理部 402 を備える本体部 202 が分離(セパレート)されている構造を有する点が、第 1 実施例とは異なっている。また、第 3 実施例と第 4 実施例は、共に、プローブ部 3 を含む耳装着部 201 と本体部 202 が分離されたセパレート型であるが、プローブ部 3 の赤外線センサー 5 で検出された赤外線検出信号の耳装着部 201 と本体部 202 の間の伝播は、第 3 実施例では有線のコード 19、第 4 実施例では無線(電波など)20 で行われるようになっている。

【0037】第 3 実施例と第 4 実施例では、このようにプローブ部 3 を含む耳装着部 201 と本体部 202 をセパレート型にすることで、耳装着部 201 をイヤホン形状の小型で軽量にすることができ、耳への負担を小さくできる。また、図 6 と図 7 にみるように、耳装着部 201 に、AMP (増幅器) 11 と A/D 変換器 12 が内蔵されているので、外来ノイズへの耐性を備えることができ、計測の安定性が保たれている。なお、第 4 実施例の無線式の場合には、第 3 実施例の場合の有線式と異なり、耳装着部 201 の信号処理部 401 に送信器 21、本体部 202 の信号処理部 402 に受信器 22 を備える必要があるが、第 3 実施例の有線式に比べ、測定中の拘束が少なく、使い勝手がよい。

【0038】以上、耳に適用する場合の第 2、第 3、第 4 の実施例について説明したが、説明中で指摘した相違を除くその他の点(表示形態、信号処理、予測方式等)については、第 1 実施例と同じである。

【0039】次に、本発明の赤外線体温計を腋下と口中(口腔)に適用する場合について、説明する。

【0040】腋下と口中においても、耳内の検温と同様、検温に際して、体温計を測定部位に装着し、腋下では脇を閉じ、口中では口を閉じるなど、測定部位を閉じて閉鎖空間を作り、閉鎖空間で安定した熱平衡状態(平衡温度)を得ることが重要である。

【0041】そして、本発明を腋下と口中に適用する場合においても、耳内の検温の場合と同じく、図 2 と同じ測定部位の実測温度のグラフ(実測体温上昇カーブ)が描かれ、熱平衡状態(平衡温度)に至る過程は、測定時の外気温の影響を受ける。すなわち、外気温が高い場合(比較的体温に近い外気温)には、比較的早く熱平衡状態(平衡温度)に至るが、外気温が低い場合には、当初測定部位が冷えていることから、熱平衡状態(平衡温度)に至るのに時間を要する。

【0042】図 8 は、腋下・口中に適用する場合の本発明の第 5 実施例の赤外線体温計の概略図である。第 5 実施例は、赤外線センサー 5 をプローブ部 3 の先端に搭載

する場合であり、耳内の検温の場合の第 1 実施例に対応する。耳内に適用される第 1 実施例では、図 1 にみるように、耳道を塞ぎ閉鎖空間を作るために、プローブ部 3 の外側に耳道入り口 103 に当接する熱絶縁部 4 を備えていたが、第 5 実施例の、腋下・口中に適用する場合では、被測定者が測定部位を閉じるだけで、この目的は達せられることから、プローブ部の外側に閉鎖空間を形成するための熱絶縁部は備えていない。しかしながら、赤外線センサー 5 を支える熱絶縁性中空のパイプ 9 を支持すると共に赤外線センサー 5 への体温計内部を通して外気温の影響が伝播することを防止するために熱絶縁部 6 をプローブ部 3 の内側に備えている。また、第 1 実施例では、プローブ部 3 が耳道に深く挿入されないためのフランジ 8 を備えていたが、腋下と口中に適用する場合には、一般に、このようなフランジは必要ないことから、第 5 実施例では、設けられていない。しかし、口中に使用する場合に、必要に応じて設けることもできる。図 9 は、本発明の赤外線体温計を腋下・口中に適用する場合の第 6 実施例の概略図である。第 6 実施例では、赤外線センサー 5 をプローブ部 3 の後端に搭載する場合であり、耳内の検温の場合の第 2 実施例に対応する。第 6 実施例の場合も、第 5 実施例と同様、腋下・口中に適用されることから、プローブ部の外側に閉鎖空間を形成するための熱絶縁部は備えていない。予測演算に関しては、腋下・口中に適用される第 5 実施例と第 6 実施例についても、耳内の場合と全く同様に、(2)式、もしくは、(3)式で演算される上乗せ量 U を用いて、(1)式を演算して、平衡温度 T_{jh} が、プローブ部を測定部位に装着して後(測定開始後)、早い段階で予測されるが、(2)式と(3)式のパラメーター($A0$ もしくは A, B, C, D)は、耳内、腋下、口中の検温では、それぞれ異なる値が用いられる。

【0043】以上、腋下・口中に適用する場合の第 5 実施例、第 6 実施例について説明したが、説明中で指摘した相違を除いたその他の点(表示形態、信号処理等)は、それぞれ第 1 実施例、第 2 実施例と同じである。

【0044】図 10 は、接触型センサー(サーミスター、熱電対など)を用いる従来の電子体温計と非接触型センサー(サーモパイル、ボロメーターなど)を用いる場合の赤外線体温計との、センサーの初期熱応答の特性を比較する図である。縦軸は、測定部温度であり、横軸は、測定開始後(プローブ部を測定部位に装着して後)の経過時間であり、グラフ C は、サーミスターなどの接触型センサーを用いて測定される初期の実測温度上昇カーブであり、グラフ D は、サーモパイル、ボロメーターなどの非接触型センサー(赤外線センサー)を用いて測定される実測温度上昇カーブを示している。途中の T_{j0} という同じ実測温度値に到達するまでの経過時間は、接触型センサーの場合のグラフ C では t_2 だが、非接触型センサーの場合のグラフ D では $t_1 (< t_2)$ であり、非接触型センサーの方が速い応答特性をもつことが分かる。接

触型センサーは、温度を感知するために測定部位に接触する必要があるが、この接触時に、センサーは測定部位から熱を奪うため、測定部位が冷やされ測定初期の実測温度カーブの立ち上がり部の熱応答が遅くなる。一方、非接触型センサー(赤外線センサー)は、接触型センサーのようにセンサーを接触させて測定部位から熱を奪うことがないため、体温上昇カーブの立ち上がり部の応答を速くできる。従って、一般に、前述の平衡温度の測定の終了条件を、体温計を測定部位に装着してから、早い段階で達成することができる。

【0045】尚、従来の予測式電子体温計に用いている接触型センサーを小型化したり熱伝導性の良い材料を用いることにより、熱容量を小さくして、熱応答が速くなるように改良することも考えられるが、この場合には、熱応答は、測定部位(腋下、口中)への接触型センサーの接触状態の影響をより敏感に受ける。このため、実測温度(体温)上昇カーブが不安定となりスムーズなカーブを得ることが難しくなり、実測温度上昇カーブの変化情報から信頼できる平衡温度を予測演算することが、従来の接触型センサーを用いる場合よりも難しくなる。従って、このような改良された接触型センサーを用いる場合にスムーズな実測温度上昇カーブを得るためには、測定部位に装着するプローブ部を動かさないように格段の注意が必要となる。一方、非接触型センサーを用いる本発明の赤外線体温計では、取り扱いに際して、このような格段の注意は必要ではない。

【0046】このため、接触型センサーを用いた予測式電子体温計と比べ、非接触型センサーを用いる本発明では、取り扱いが容易であり、かつ、予測時間が短縮され、測定時間の短縮がなされる。

【0047】

【発明の効果】本発明は、以上説明したような形態で実施され、以下に記載されるような効果を奏する。

【0048】生体の測定部からの赤外線の強度を検出する赤外線検出手段を有し、前記赤外線検出手段からの赤外線検出信号に基づいて前記測定部の温度を測定する赤外線体温計において、経時的な前記赤外線検出信号に基づいて、前記測定部の平衡温度(平衡体温)を予測演算し、前記平衡温度(平衡体温)を表示することにより、測定状態に左右されずに正確な体温を短時間で測定できる赤外線体温計を提供することができる。

【0049】そして、予測演算が、経時的な赤外線検出信号から導出される経時的な温度信号の変化に基づいて演算されることにより、精度良く平衡温度を予測できる。

【0050】また、赤外線検出手段が、プローブ部の先端に設けられることで、熱応答を速くすることができ、予測時間をより短縮できる。

【0051】そして、赤外線検出手段が、熱絶縁性中空パイプで支持されることにより、測定部位に及ぼされる

外気の温度の影響を小さくでき、精度良く平衡温度を予測できる。

【0052】更に、赤外線検出手段が、プローブ部の後端に設けられる(耳内に挿入されない部分に設けられる)ことで、赤外線検出手段およびその周辺構造は、設計上の制限が少ないという利点を有する。

【0053】更に、赤外線検出手段がプローブ部の後端に設けられる場合に、プローブ部の内側にライトガイドを設けることで、耳内から放射される赤外線を損失なく赤外線検出手段に導くことができ、精度良く赤外線を検出することができる。

【0054】更に、測定部の実測温度(実測体温)を表示することにより、利用範囲が広がる。

【0055】更に、耳内温度の検温に用いることで、外気の温度や耳内でのプローブ部の状態(向き)に左右されないで正確な体温を測定できる。

【0056】また、耳内温度の検温に用いる場合に、プローブ部の外側に熱絶縁部を設けることで、プローブ部を経由する耳内からの放熱を防ぎ、耳内を閉鎖空間にでき、精度良く平衡温度を予測できる。

【0057】更に、腋下・口腔での検温に用いることで、従来の接触型センサーを用いる予測式の電子体温計に比べて、予測時間を短縮することができる。

【0058】そして、耳内からの赤外線の強度を検出して前記耳内の温度を測定する赤外線体温計において、耳内を閉鎖空間とするための閉鎖手段を有し、前記閉鎖された耳内から経時的に検出される赤外線の強度に基づいて、前記耳内の平衡温度を予測演算し、前記平衡温度を表示することで、閉鎖空間としての耳内の実測温度は、よりすみやかに安定して平衡温度に向かうことから、すみやかに、精度の良い平衡耳内温度を予測することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例(耳に適用)の赤外線体温計の概略図である。

【図2】本発明の赤外線体温計を耳に装着した場合に実測される耳内温度の耳内平衡温度に至る時間変化(耳内の実測温度上昇カーブ)を示す図である。

【図3】本発明の実施例の赤外線体温計の予測演算の説明に用いられる図である。

【図4】本発明の実施例の赤外線体温計の表示部の表示形態を示す図である。

【図5】本発明の第2実施例(耳に適用)の赤外線体温計の概略図である。

【図6】本発明の第3実施例(耳に適用)の赤外線体温計の概略図である。

【図7】本発明の第4実施例(耳に適用)の赤外線体温計の概略図である。

【図8】本発明の第5実施例(腋下・口中に適用)の赤外線体温計の概略図である。

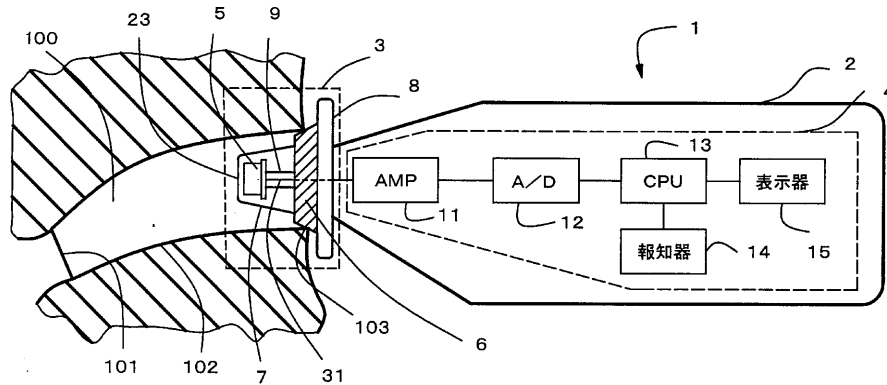
【図9】本発明の第6実施例(腋下・口中に適用)の赤外線体温計の概略図である。

【図10】接触型センサーと非接触型センサーを用いた体温計による測定部の実測温度の時間変化(測定部位の実測温度上昇カーブ)を示す図である。

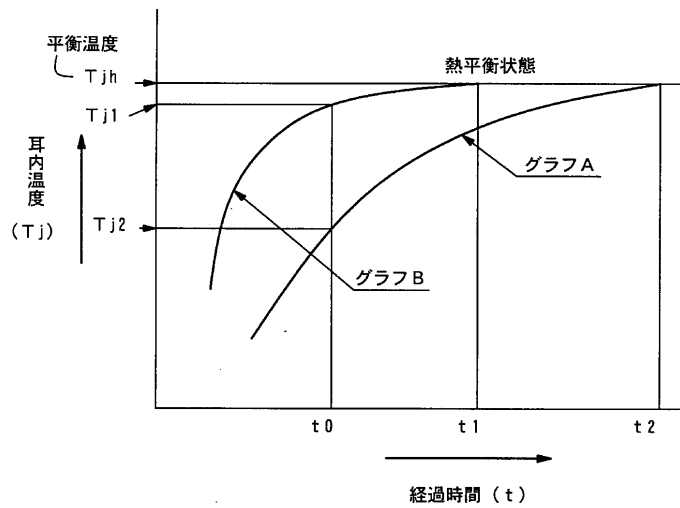
【符号の説明】

- 1 ... 赤外線体温計
- 100 ... 耳内
- 101 ... 鼓膜
- 102 ... 耳道
- 103 ... 耳道入り口
- 11 ... AMP(増幅器)
- 12 ... A/D変換器
- 13 ... CPU
- 14 ... 報知器
- 15 ... 表示器
- 16 ... 予測マーク
- 17 ... 実測マーク
- 18 ... ライトガイド
- 19 ... コード
- 2 ... 本体部
- 20 ... 無線
- 21 ... 送信器
- 22 ... 受信器
- 23 ... 窓
- 201 ... 耳装着部
- 202 ... 本体部
- 3 ... プローブ部
- 31 ... リード線
- 4 ... 信号処理部
- 401 ... 信号処理部
- 402 ... 信号処理部
- 5 ... 赤外線センサー
- 6 ... 熱絶縁部
- 7 ... センサー保護カバー
- 8 ... フランジ
- 9 ... 絶縁中空パイプ

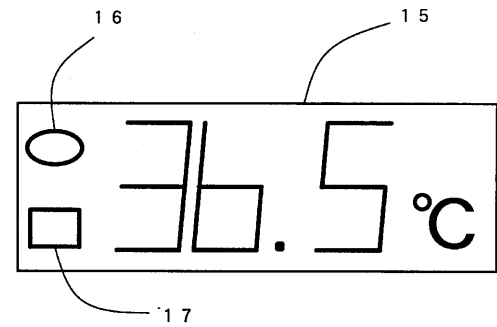
【図1】



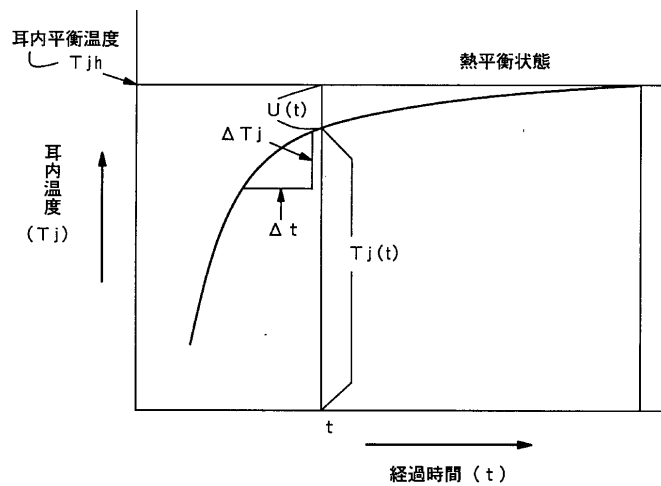
【図2】



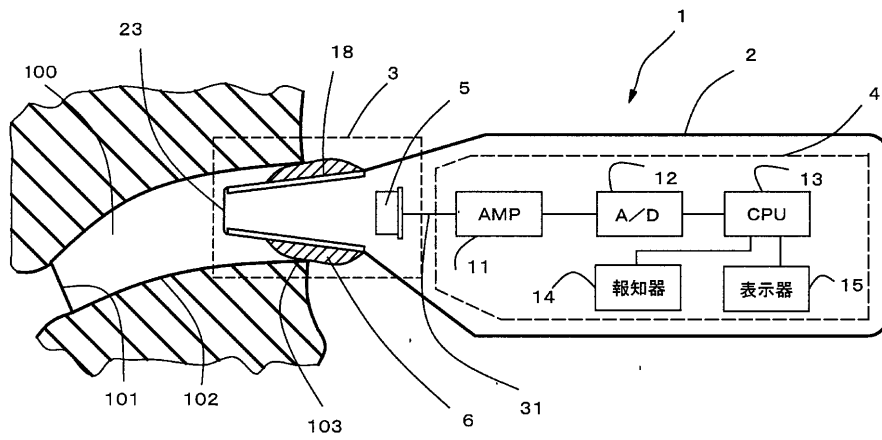
【図4】



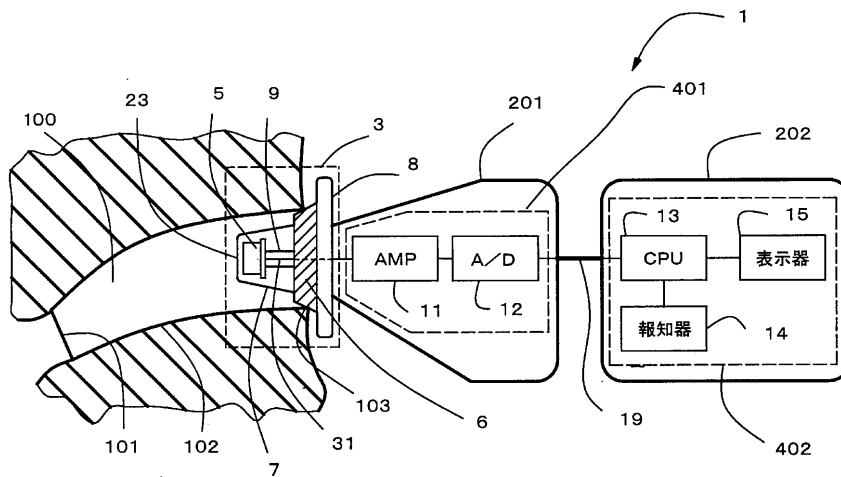
【図3】



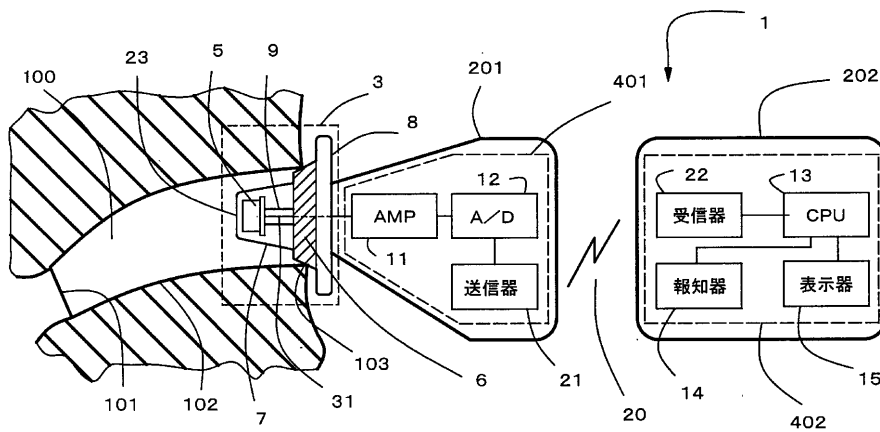
【図 5】



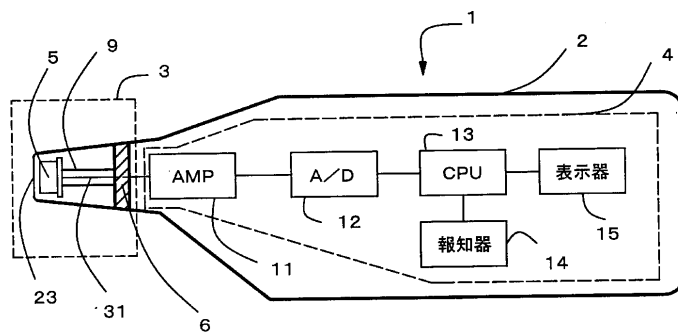
【図 6】



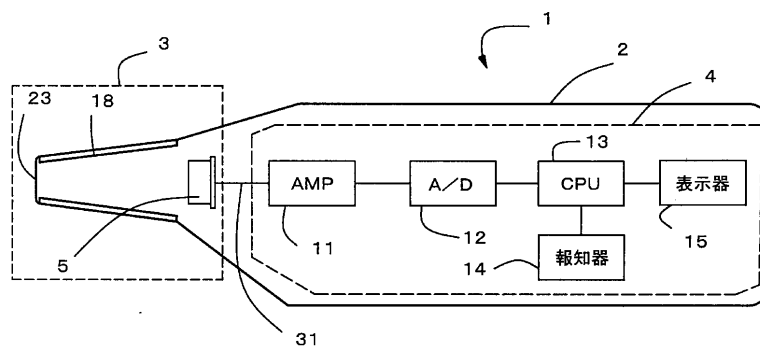
【図 7】



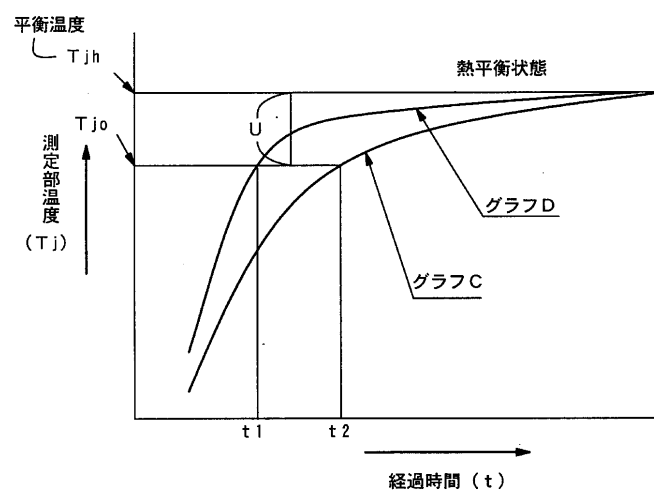
【図8】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	红外线温度计		
公开(公告)号	JP2001218742A	公开(公告)日	2001-08-14
申请号	JP2000031958	申请日	2000-02-09
[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		
[标]发明人	村本裕		
发明人	村本 裕		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00 G01J5/00 G01J5/10		
FI分类号	A61B5/00.101.K G01J5/10.D A61B5/01.350 G01J5/00.101.G		
F-TERM分类号	2G066/AC13 2G066/BA01 2G066/BA08 2G066/BA09 2G066/BA57 2G066/BB11 2G066/BC07 2G066/BC15 2G066/CB01 2G066/CB02 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC14 4C117/XC16 4C117/XC19 4C117/XC26 4C117/XD08 4C117/XD09 4C117/XE48 4C117/XF03 4C117/XG18 4C117/XH05 4C117/XH12 4C117/XJ05 4C117/XJ13 4C117/XJ21 4C117/XJ45 4C117/XJ46 4C117/XP01 4C117/XR01		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在闭合测量部分的热平衡状态下预测和测量体温（平衡体温），提供能够在短时间内精确测量体温而不受测量状态影响的红外线温度计。 解决方案：本发明的红外线温度计1具有红外传感器5，用于检测来自活体的闭合测量部分（耳朵，口腔内，腋下）的红外线强度，以及从红外传感器5经过的时间。基于从红外检测信号获得的测量的体温增加率，CPU 13预测地计算平衡体温并将其显示在显示单元15上，从而显示外部温度和测量状态（探测部分的测量部位处的状态）（平衡体温）可以在短时间内测量。

