

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6180224号
(P6180224)

(45) 発行日 平成29年8月16日(2017.8.16)

(24) 登録日 平成29年7月28日(2017.7.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/01 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 0 1 K

請求項の数 4 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-164082 (P2013-164082) (22) 出願日 平成25年8月7日(2013.8.7) (65) 公開番号 特開2015-29881 (P2015-29881A) (43) 公開日 平成27年2月16日(2015.2.16) 審査請求日 平成28年6月30日(2016.6.30)</p>	<p>(73) 特許権者 500374294 株式会社バイオエコーネット 北海道札幌市中央区南4条西7丁目6番地 (74) 代理人 100083806 弁理士 三好 秀和 (74) 代理人 100101247 弁理士 高橋 俊一 (72) 発明者 田中 秀樹 北海道札幌市中央区南10条西15丁目1 番8号 株式会社バイオエコーネット内 審査官 伊知地 和之</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 赤外線体温計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

赤外線センサを用いて、人体に非接触で体温を測定する赤外線体温計であって、
 前記赤外線センサを内蔵するセンサ本体が人体に接近したことを検出するための近接センサと、

前記近接センサによって前記センサ本体が人体に接近したと検出した時における前記赤外線センサからの赤外線の量に基づいて、前記人体の体温を算出する制御部と、を備え、
 前記近接センサは、

接地電極と、前記接地電極の周囲に配置される複数の分割電極と、を有し、

前記制御部は、前記人体に接近する時に前記接地電極と各前記分割電極との間の静電容量をそれぞれ測定して、前記静電容量に基づいて前記センサ本体と前記人体との間の距離を測定することで、前記センサ本体の前記人体に対する傾き角度を検出する構成としたことを特徴とする赤外線体温計。

【請求項2】

前記制御部は、計測された前記体温を補正するための参照テーブルを有し、得られた前記傾き角度から前記参照テーブルを参照することで、すでに計測された前記体温を補正することを特徴とする請求項1に記載の赤外線体温計。

【請求項3】

前記接地電極はリング状に形成され、前記複数の分割電極は、前記接地電極の外側においてリング状の電極を分断することで形成されていることを特徴とする請求項1または2

10

20

に記載の赤外線体温計。

【請求項 4】

前記人体に対する前記センサ本体の傾き角度が、予め定めた傾き角度を超える時には、その旨を通知し、前記体温の測定が終了した時に通知する通知部を有することを特徴とする請求項 3 に記載の赤外線体温計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、赤外線センサを用いて体温を、非接触で測定する赤外線体温計に関する。

【背景技術】

10

【0002】

体温を測定する体温計として赤外線センサを用いたものは、体温を迅速に測定できるため、泣き易かったり、寝ていたり、じっとしていないような幼児や乳児等の体温を測定するのに非常に有効である。

【0003】

赤外線センサは、人体の皮膚等の測定対象部から放射される赤外線の量を測定して、測定対象部の温度、すなわち体温を測定するものであるが、赤外線は、距離の二乗に反比例して減衰するので、赤外線センサと測定対象部との間の距離を正確に測ったり、または測定対象部との間の距離を一定にして、赤外線の量を測定することが要求される。

【0004】

20

そこで、従来、赤外線センサと測定対象部との間の距離の設定または測定は、測定者が「だいたい何センチに合わせる」とか、「光のマークを合わせる」等で行うため、測定者の技量に頼るところが大であった。このため、赤外線センサと測定対象部との間の距離に誤差が多く発生し、正確な体温を測定することが困難であった。

【0005】

このような距離の誤差の問題を解消する赤外線体温計が、特許文献 2 に開示されている。特許文献 2 に開示されている赤外線体温計では、赤外線センサを内蔵するセンサ本体が、人体の皮膚、例えば赤ちゃんの皮膚に直接接触したことを、接触判定手段により判定した時に、赤外線センサからの赤外線の量を測定して、その測定した赤外線の量に基づいて体温を算出するようになっている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2005 - 342376 号公報

【特許文献 2】特開 2012 - 217563 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところが、特許文献 2 に記載されている赤外線体温計は、人体の皮膚、例えば赤ちゃんの皮膚に直接接触する構造なので、この赤ちゃんの体温が赤外線体温計のケース側に移動してしまい、体温測定に誤差が生じる可能性がある。

40

【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、被検体である例えば赤ちゃんのような人体の皮膚に触れないので、非接触で体温測定時に体温の移動が無く、正確な体温を測定することができる赤外線体温計を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を達成するため、請求項 1 に記載の赤外線体温計は、赤外線センサを用いて、人体に非接触で体温を測定する赤外線体温計であって、前記赤外線センサを内蔵するセンサ本体が人体に接近したことを検出するための近接センサと、前記近接センサによって前

50

記センサ本体が人体に接近したと検出した時における前記赤外線センサからの赤外線の量に基づいて、前記人体の体温を算出する制御部と、を備え、前記近接センサは、接地電極と、前記接地電極の周囲に配置される複数の分割電極と、を有し、前記制御部は、前記人体に接近する時に前記接地電極と各前記分割電極との間の静電容量を測定して、前記静電容量に基づいて前記センサ本体と前記人体との間の距離を測定することで、前記センサ本体の前記人体に対する傾き角度を検出する構成としたことを要旨とする。

【0010】

請求項1に記載の赤外線体温計は、センサ本体の人体に対する傾き角度を検出することができるので、被検体である例えば赤ちゃんのような人体の皮膚に触れないので、非接触で体温測定時に体温の移動が無く、人体に対して正確にセンサ本体の姿勢を向けて、正確な体温を測定することができる。

10

【0011】

請求項2に記載の赤外線体温計では、前記制御部は、計測された前記体温を補正するための参照テーブルを有し、得られた前記傾き角度から前記参照テーブルを参照することで、すでに計測された前記体温を補正することを要旨とする。

【0012】

請求項2に記載の赤外線体温計では、制御部は、参照テーブルを参照することで、センサ本体が人体に対して傾いていても、その傾き角度に対応して、測定した体温を補正できるので、より正確な体温を測定することができる。

【0013】

請求項3に記載の赤外線体温計では、前記接地電極はリング状に形成され、前記複数の分割電極は、前記接地電極の外側においてリング状の電極を分断することで形成されていることを要旨とする。

20

【0014】

請求項3に記載の赤外線体温計では、静電容量タイプの近接センサは、接地電極と複数の分割電極を有する構造なので、設計の自由度があり、赤外線体温計内に組み込み易い。

【0015】

請求項4に記載の赤外線体温計では、前記人体に対する前記センサ本体の傾き角度が、予め定めた傾き角度を超える時には、その旨を通知し、前記体温の測定が終了した時に通知する通知部を有することを要旨とする。

30

【0016】

請求項4の記載の赤外線体温計では、測定者は、人体に対してセンサ本体を正しい姿勢で向けておらず傾いていることを、通知部を通じて知ることができるしかも、体温の測定が終了したことを、通知部による通知により確実に知ることができる。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、センサ本体の人体に対する傾き角度を検出することができるので、被検体である例えば赤ちゃんのような人体の皮膚に触れないので、体温測定時に温度の移動が無く、人体に対して正確にセンサ本体の姿勢を向けることができ、正確な体温を測定することができる赤外線体温計を提供できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態に係わる赤外線体温計を示す斜視図である。

【図2】図1に示す赤外線体温計のカバーを取り外した状態を示す斜視図である。

【図3】図3(a)、(b)および(c)は、図1に示した赤外線体温計の後面、側面および前面をそれぞれ示す後面図、側面図および前面図である。

【図4】図1に示す赤外線体温計の回路の一部を示す回路図である。

【図5】上述した近接センサと測定対象部との間の距離に対する静電容量との関係を示す静電容量変化曲線のグラフである。

【図6】図1に示した赤外線体温計に使用されている発光ダイオード(LED)に流れる

50

電流と調光状態を示す図である。

【図7】赤外線体温計の全体の回路図である。

【図8】グラウンド電極（接地電極）と別の電極等を示す概念図である。

【図9】グラウンド電極と別の電極の形状例を示す図である。

【図10】本発明の実施形態における好ましいグラウンド電極と電極の形状例を示す図である。

【図11】本発明の実施形態における別の好ましいグラウンド電極と電極の形状例を示す図である。

【図12】4つの分割電極とMCUの一般的な接続例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、図面を用いて、本発明を実施するための形態（以下、実施形態と称する）を説明する。

【0020】

図1は、本発明の一実施形態に係わる赤外線体温計を示す斜視図である。図2は、図1に示す赤外線体温計1のカバー200を取り外した状態を示す斜視図である。

【0021】

図1に示す赤外線体温計1は、カバー200を有しており、このカバー200は、若干縦型の樽状の形状に構成される。このことから、測定者は、カバー200の中央の少し凹んだ凹部分1A等を指でつまみ易くなっている。そして、測定者は、赤外線体温計1のカバー200の凹部分1Aをつまんで、体温の測定対象部である例えば赤ちゃんのような人体の額の中央部の皮膚等に近づいた位置で、非接触で体温を測定するようになっている。

【0022】

このため、この赤外線体温計1は、人体の皮膚に対して非接触であり、つまり被検体である赤ちゃんのような人体の皮膚に触れないので、体温測定時に温度（体温）が皮膚から赤外線体温計1側に移動することが無く、より正確な体温を測定することができるものである。

【0023】

図1に示す赤外線体温計1は、体温を測定するための赤外線センサ3、および人体の測定対象部と当該赤外線体温計1の先端部分1Bとの間の距離を測定するための近接センサ100を有している。この赤外線体温計1のセンサ本体1Rの前面側のほぼ中央部分、すなわち図1においてカバー200の右下方を向いた先端部分1Bのほぼ中央部分は、すり鉢状に凹んでおりすり鉢状部分1Cとして構成され、このすり鉢状部分1Cの中心の奥まった部分には、赤外線センサ3と近接センサ100が取り付けられている。

【0024】

この赤外線センサ3の周囲には、近接センサ100が設けられている。この近接センサ100は、接地電極（グラウンド電極ともいう）5と、外側の対局の電極7とにより構成されている。図1では、電極7の保護部である電極外装7aが示されているが、図2では、電極外装7aが取り除かれており、電極7が露出している。この近接センサ100は、人体等の測定対象部への赤外線センサ3の接近を、非接触で適確に感知し得る。

【0025】

図2は、図1に示す赤外線体温計1のカバー200を取り外した状態を示す斜視図であるが、図1と図2からも分かるように、赤外線センサ3の周囲のすり鉢状部分1Cは、近接センサ100の接地電極5を構成し、この接地電極5の周囲のリング状の部分が近接センサ100の電極7を構成している。

【0026】

従って、測定者が、例えば赤ちゃんの体温を測定する際には、図1および図2に示す赤外線体温計1の赤外線センサ3や近接センサ100の接地電極5と電極7のあるすり鉢状部分1C（先端部分1B）を、人体の皮膚に近づける。これにより、このすり鉢状部分1Cに設けられている近接センサ100は、人体の皮膚との間の距離を測定しながら、赤外

10

20

30

40

50

線体温計 1 を人体の皮膚には接触させない非接触状態で、赤外線センサ 3 で人体からの赤外線を検出する。そして、この検出した赤外線の量から体温を測定できるようになっている。

【 0 0 2 7 】

なお、接地電極 5 は、赤外線センサ 3 の周囲に設けられて、赤外線センサ 3 の温度安定と側面からの放射を反射するためのセンサーフレームを構成しているが、このセンサーフレームが接地電極 5 の代わりとして用いられ、接地電極 5 として十分な面積を確保している。

【 0 0 2 8 】

図 3 (a)、(b) および (c) は、図 1 に示した赤外線体温計 1 の後面、側面および前面をそれぞれ示す後面図、側面図および前面図である。

10

【 0 0 2 9 】

図 3 (a) に示す赤外線体温計 1 の後面には、体温を表示したり、必要な警報を通知する通知部としての液晶表示器 1 1 が設けられている。この液晶表示器 1 1 の上側には、押圧面の広い電源スイッチ 1 3 が設けられている。この電源スイッチ 1 3 をオンに操作すれば、赤外線体温計 1 は作動して、体温を人体の測定対象部に対して非接触で測定し、この測定した体温の数値を液晶表示器 1 1 に表示する。

【 0 0 3 0 】

また、図 3 (b) に示す赤外線体温計 1 のカバー 2 0 0 の凹部分 1 A の側面には、電池収納部 1 5 が設けられている。この電池収納部 1 5 に例えば 1 . 5 ~ 3 ボルトのボタン電池等の電池を入れて、蓋をビス留め等することにより、赤外線体温計 1 の電源として機能し作動可能になる。

20

【 0 0 3 1 】

図 3 (c) に示すように、センサ本体 1 R のすり鉢状部分 1 C (先端部分 1 B) には、赤外線センサ 3 と、この赤外線センサ 3 の周囲において近接センサ 1 0 0 の接地電極 5 と電極 7 が同心円状に配置されている。

【 0 0 3 2 】

図 4 は、図 1 に示す赤外線体温計 1 の回路の一部を示す回路図である。

【 0 0 3 3 】

図 4 に示す回路は、近接センサ 1 0 0 で検知された静電容量に基づき、人体の測定対象部と近接センサ 1 0 0 のある赤外線体温計 1 の先端部分 1 B (図 3 に示すすり鉢状部分 1 C) との間の距離を測定する測定回路の一部と、赤外線体温計 1 での体温測定完了を示す報知機能および液晶表示器 1 1 の液晶用のバックライト用の回路の一部とを含んでいる。

30

【 0 0 3 4 】

近接センサ 1 0 0 として静電容量タイプのセンサを用いるのは、電極部分は導電性の素材であれば、金属製の端子と、基板上に設けた配線パターン、フレキシブル基板上に設けた配線パターン等で構築することができるからである。しかも、近接センサ 1 0 0 の電極の形状の自由度が高く、体温計の形状に組み込み易く、測定回路が単純であるからである。

【 0 0 3 5 】

図 4 に示すように、近接センサ 1 0 0 を構成する接地電極 5 と電極 7 との間の静電容量は、近接センサ 1 0 0 が接近する人体の測定対象部と近接センサ 1 0 0 との間の距離によって影響されて変化する。この変化する接地電極 5 と電極 7 との間の静電容量を、図 4 に示すように入力が抵抗 R 1 に接続されたシュミットトリガ CMOS インバータ U 1 の入力に供給すると、このシュミットトリガ CMOS インバータ U 1 は、次式に示す発振周波数 F で発振する。

40

【 0 0 3 6 】

$$F = 1 / (0 . 8 \times C f \times R 1)$$

50

この式で、 C_f は、近接センサ 100 を構成する接地電極 5 と電極 7 との間の静電容量と配線の浮遊容量を含んだ静電容量であって、上述したように近接センサ 100 が接近する人体の測定対象部と近接センサ 100 との間の距離によって影響されて変化する静電容量である。 R_1 は、図 4 の抵抗 R_1 の抵抗値である。

【0037】

このように発振周波数 F で発振するシュミットトリガ CMOS インバータ U_1 の出力信号 A は、後述するマイクロプロセッサを用いたマイクロコントローラ（以下、MCU と略称する）83 に供給され、この MCU 83 で発振周波数 F がカウンタにより計数され、この発振周波数 F の計数値に基づき人体と赤外線体温計 1 の先端部分 1B の近接センサ 100 との間の距離が算出される。

10

【0038】

なお、近接センサ 100 が測定対象部である人体の皮膚、例えば額等に近くなった時、例えば約 5 mm 以内に近づいた時における前記静電容量 C は、近接センサの電極 7 の面積に比例し、測定対象部である人体の皮膚等との間の距離に反比例し、次式に近い値となる。

【0039】

$$C = \epsilon_0 S / 2t \quad (F)$$

この式で、 S は、近接センサの電極の面積であり、 t は、測定対象部である人体の皮膚等と近接センサとの間の距離であり、 ϵ_0 は、比誘電率であり、空気中では 1 である。

20

【0040】

ところで、近接センサ 100 が測定対象部である人体の皮膚等から離れると、近接センサ 100 の面としての働きは期待できず、静電容量は、極端に低下する。この時の近接センサ 100 の静電容量は、単に近接センサ 100 の電極の面積に比例するだけとなり、静電容量は、配線の浮遊容量と近接センサ 100 の電極の表面積の和となり、測定対象部である人体の皮膚等との間の距離が変化しても静電容量は変化しない。このように静電容量が変化しない距離領域では、近接センサ 100 は距離センサとしては不感であり、近接センサ 100 は解放状態であると言えることができる。

【0041】

30

図 4 に示すように、近接センサ 100 の外側の電極 7 は、後で図 10 を参照して詳しく説明するが、周方向に分断することで、4 つの分割電極 7A, 7B, 7C, 7D に分割されている。分割電極 7A, 7B, 7C, 7D は、それぞれ近接センサ回路 71 に接続されており、4 つの近接センサ回路 71 が MCU 83 に接続されている。4 つの近接センサ回路 71 からは、それぞれシュミットトリガ CMOS インバータ U_1 の出力信号 A を MCU 83 に供給できるようになっている。

【0042】

上述したように、外側の電極 7 を、複数の分割電極 7A, 7B, 7C, 7D により構成しているのは、各分割電極 7A, 7B, 7C, 7D と人体の皮膚との間の距離をそれぞれ測定することで、赤外線体温計 1 が、測定面である人体の皮膚に対して傾いているかどうかを、傾き角度を得ることで確認することができるようにするためである。すなわち、図 3 に示すセンサ本体 1R のすり鉢状部分 1C（先端部分 1B）が、人体の皮膚に対して傾いている状態での傾き角度を検出できるようになっている。

40

【0043】

赤外線体温計 1 には、図 4 に示すように液晶表示器 11 とブザー 180 が、測定者に対して情報や警報を通知するための通知部として設けられている。液晶表示器 11 は、例えば図 3（C）に示すセンサ本体 1R のすり鉢状部分 1C（先端部分 1B）が、人体の皮膚に対して傾いている傾き角度の通知や、この傾き角度が、予め定めた適切な角度を超えている警告通知や、体温測定の測定終了を通知することができる。

【0044】

50

また、ブザー 180 は、音を発することで、例えばこの傾き角度が、予め定めた適切な角度を超えている警告通知や、体温測定の測定終了を通知することができる。

【0045】

図5は、上述した近接センサと測定対象部との間の距離に対する静電容量との関係を示す静電容量変化曲線のグラフである。同図に示すように、近接センサと測定対象部との間の距離が5mm以下になった時、上式で示すように、静電容量は、近接センサの電極の面積に比例し、測定対象部との間の距離に反比例するが、近接センサが測定対象部から離れると、近接センサの面としての働きは期待できず、静電容量は極端に低下する。

【0046】

図4に戻って、上記発振周波数Fで発振するシュミットトリガCMOSインバータU1の出力信号Aは、上述したように、MCU83に供給されて、人体の測定対象部と近接センサ100との間の距離が算出される。しかも、これに加えて、シュミットトリガCMOSインバータU1の出力信号Aは、図3(b)に示す電池収納部15に収納される電池の電圧である3ボルトを後述する体温測定完了の報知用の例えば青色の発光ダイオード(LED)を点灯させるための6ボルトの電圧に高めるための昇圧回路に供給される。

【0047】

すなわち、図4において、上記シュミットトリガCMOSインバータU1の出力信号Aは、MCU83以外に、CMOSインバータU2に供給されて反転増幅され、電池の3ボルトの電圧Eの振幅と0ボルトとの間を交互に繰り返す矩形波信号となり、コンデンサC1に供給される。このコンデンサC1は、後段のショットダイオードD1を経由して、電池21の電圧Eのほぼ3ボルトに充電される。

【0048】

すなわち、CMOSインバータU2の出力が0ボルトである時、コンデンサC1の2側の端子が+の極性となり、コンデンサC1の1側の端子は-の極性となって、電圧Eの3ボルトがコンデンサC1に充電される。また、CMOSインバータU2の出力が電圧Eの3ボルトである時には、コンデンサC1に充電された電圧がCMOSインバータU2の出力と直列に接続されるため、コンデンサC1の2側の端子には、3ボルトの電圧Eの2倍である6ボルトの電圧2E(電圧E×2=2E)が発生し、この6ボルトの電圧2EがショットダイオードD1を経由して、コンデンサC2に充電される。

【0049】

このようにコンデンサC2に充電された電圧2Eの6ボルトは、上述した体温測定完了の報知用の例えば青色の発光ダイオード(LED)D2に供給される。この発光ダイオードD2には、抵抗R2と調光用トランジスタQ1が直列に接続されていて、この抵抗R2で発光ダイオードD2に流れる電流が決められる。また、調光用トランジスタQ1のベースに供給されるMCU83からの調光コントロール信号Bにより調光用トランジスタQ1は、オン・オフ制御され、オンの時最大の明るさに制御される。

【0050】

すなわち、MCU83からの調光コントロール信号Bによる調光用トランジスタQ1のオン・オフ制御により、発光ダイオードD2に流れる電流は、図6に示すように、制御され、同図に示すように、発光ダイオードD2に連続的に電流が流れた時の調光が最大となり、オン・オフ制御された時の調光は1/3となり、電流が遮断された時には、発光ダイオードD2は消灯し、調光は0となる。上記調光が1/3となるオン・オフ制御の繰り返し周期は、人間の目にちらつきを感じさせない例えば1.6ms以下に設定されている。なお、発光ダイオードD2は、液晶表示器11の液晶用のバックライトとしても使用されている。このバックライトとの併用のため、発光ダイオードD2は、上述したように、多段階に調光し得るようになっている。

【0051】

図7は、本実施形態の赤外線体温計1の全体の回路図であり、詳しくは、上述した近接センサ100で検知された静電容量に基づき人体の測定対象部と近接センサ100のある赤外線体温計1の先端部分との間の距離を測定する測定回路の一部と、赤外線体温計1で

10

20

30

40

50

の体温測定完了を示す報知機能および前記液晶表示器 11 の液晶用のバックライト用の回路の一部と、上述した M C U 8 3 を含む本実施形態の赤外線体温計 1 の全体の回路図である。

【 0 0 5 2 】

なお、図 7 において、近接センサで検知された静電容量に基づき人体の測定対象部と近接センサ 100 のある赤外線体温計 1 の先端部分との間の距離を測定する測定回路の一部は、近接センサ回路 71 として示され、赤外線体温計 1 での体温測定完了を示す報知機能および前記液晶表示器 11 の液晶用のバックライト用の回路の一部のための昇圧回路がバックライト/イルミネーション昇圧回路 73 として示されている。

【 0 0 5 3 】

図 7 では、図 4 に示す 4 つの近接センサ回路（発振回路）71 の内の 1 つの近接センサ回路 71 を代表して図示しているが、3 つの近接センサ回路 71 の図示は、図面の簡単化のために省略している。

【 0 0 5 4 】

図 7 に示すように、近接センサ回路 71 からの前記シュミットトリガ C M O S インバータ U1 の出力信号 A は、M C U 8 3 に供給され、この M C U 8 3 により上述したように人体の測定対象部と近接センサのある赤外線体温計 1 の先端部分との間の距離が算出される。また、この M C U 8 3 からは、前記調光コントロール信号 B が出力されて、前記調光用トランジスタ Q1 に供給され、この調光用トランジスタ Q1 により抵抗 R2 を介して発光ダイオード D2 を制御し、上述した調光制御および液晶表示器 11 を構成する液晶のバックライト制御を行うようになっている。なお、この発光ダイオード D2 には、前記バックライト/イルミネーション昇圧回路 73 からの 6 ボルトに昇圧された電圧が供給されている。また、M C U 8 3 には、前記電源スイッチ 13 および 3 ボルトの電池 21 が接続されている。

【 0 0 5 5 】

更に、図 7 に示すように、前記赤外線センサ 3 は、複数の熱電対を直列接続して構成されるサーモパイル式のものが使用されているが、このサーモパイル式赤外線センサ 3 で測定された赤外線量は、アナログスイッチ 77 を介して O P アンプ 79 で増幅されてから、A D 変換回路 81 でデジタル信号に変換されて、M C U 8 3 に供給されている。M C U 8 3 は、上述したように、この赤外線センサ 3 からのデジタル信号に基づき体温、すなわち人体の測定対象部の体温を算出し、この算出した体温を液晶表示器 11 に表示するようになっている。

【 0 0 5 6 】

また、M C U 8 3 には、体温測定完了を示す報知機能として、前記青色の発光ダイオード D2 以外に、ブザー 180 を有するが、このブザー 180 が抵抗 89 を介した M C U 8 3 に接続され、M C U 8 3 の制御により鳴動して体温測定完了を知らせるようになっている。

【 0 0 5 7 】

次に、図 4 と図 7 に示す近接センサ 100 の好ましい構造例を、図 8 から図 10 を参照して説明する。近接センサ 100 は、すでに図 4 と図 7 に示しているが、近接センサ 100 の構造をさらに詳しく説明する。

【 0 0 5 8 】

図 8 は、接地電極 5 と電極 7 を示す概念図であり、図 9 は、接地電極 5 と電極 7 の形状例を示す図であり、図 10 は、本発明の実施形態における好ましい接地電極 5 と電極 7 の形状例を示す図である。

【 0 0 5 9 】

近接センサ 100 は、近接センサ 100 と人体の皮膚との間の距離を測る距離計としての役割を有している。図 8 (a) に示す近接センサ 100 は、ある面積を持った一对の接地電極 5 と電極 7 から成り、接地電極 5 と電極 7 は非常に近接して平面上に配置される。グラウンド接地電極 5 と電極 7 の間には、面積に比例した静電容量を持ち、電極の面積が

10

20

30

40

50

大きい程静電容量は大きくなる。

【 0 0 6 0 】

図 4 に示す M C U 8 3 が、図 8 (b) と図 4 に示すような近接センサ回路 7 1 から得られる単位時間の発振数をカウントすることで、静電容量の値を得る。近接センサ回路 7 1 は、外来ノイズとして電磁波や電波が干渉してカウント数に誤差をもたらすので、S N 比を良くするためには、接地電極 5 と外側の電極 7 (分割電極 7 A , 7 B , 7 C , 7 D) の面積を可能な限り大きく取り (周波数を低くする)、ノイズの除去のソフトウェアを併用することが望ましい。ただし、赤外線体温計 1 に組み込める面積には限りがあることと、瞬時にサンプリングする必要があることから、高度なノイズ除去のできるソフトウェアを採用することはあまり望ましくはない。

10

【 0 0 6 1 】

近接センサ 1 0 0 に導電体である人体の皮膚が近づくと、接地電極 5 と電極 7 間の静電容量が増えて、単位時間の発振数は減る。接地電極 5 と電極 7 の面積が大きい程静電容量は大きいので、赤外線体温計 1 に用いることができる接地電極 5 と電極 7 の面積範囲であれば、静電容量の大小に影響せずに、近接センサ 1 0 0 の解放状態からの変化割合で、人体の皮膚までの距離として求められる。

【 0 0 6 2 】

この近接センサ 1 0 0 の解放状態とは、赤外線体温計 1 の電源を投入してから赤外線体温計 1 が人体の皮膚への接近までの間には、赤外線体温計 1 が人体の皮膚から離れすぎていて予め定めた近接センサ 1 0 0 の設計測定距離範囲外にある状態をいい、発振周波数 F が一定値となる場合である。そして、赤外線体温計 1 が人体の皮膚に近づいて予め定めた近接センサ 1 0 0 の設計測定距離範囲内に入り、この解放状態の「発振周波数 F の開放値」から発振周波数 F の変化が現れると、図 4 と図 7 に示す M C U 8 3 は、この発振周波数 F の変化するシュミットトリガ C M O S インバータ U 1 の出力信号 A を M C U 8 3 に供給して計数して、この計数結果に基づいて M C U 8 3 は、測定対象部と赤外線体温計 1 の先端部分との間の距離を算出するようになっている。

20

【 0 0 6 3 】

図 4 と図 7 に示すように、M C U 8 3 は、参照テーブル R T を有する。制御部である M C U 8 3 は、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 A との間の第 1 距離と、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 B との間の第 2 距離と、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 C との間の第 3 距離と、そして測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 D との間の第 4 距離を得る。

30

【 0 0 6 4 】

これにより、M C U 8 3 は、第 1 距離から第 4 距離を比較して、赤外線体温計 1 を使用して体温を測定する時に、図 3 に示す赤外線体温計 1 のセンサ本体 1 R のすり鉢状部分 1 C (先端部分 1 B) が、人体の皮膚に対して適切な姿勢で向けられているかどうかを、すり鉢状部分 1 C の傾き角度で判断する。そして、センサ本体 1 R のすり鉢状部分 1 C が人体の皮膚に対して予め定めた適切な傾き角度の範囲内で傾いている場合には、M C U 8 3 は、この参照テーブル R T を参照して、センサ本体 1 R のすり鉢状部分 1 C が人体の皮膚に対して傾いている傾き角度の大きさに応じて、測定した体温を補正することで、より正確な体温を測定できるようになっている。すなわち、人体の皮膚に対する赤外線対温計 1 の傾き角度によっては、近接センサ 1 0 0 の接地電極 5 と分割電極 5 7 A , 7 B , 7 C , 7 D の測定面積が変わり、体温の測定値に影響を及ぼすことから、すり鉢状部分 1 C が人体の皮膚に対して傾いている場合の傾き角度の大きさに応じて、測定した体温を補正する必要がある。

40

【 0 0 6 5 】

このように、人体の皮膚に対する赤外線対温計 1 の傾き角度によっては、近接センサ 1 0 0 の接地電極 5 と分割電極 5 7 A , 7 B , 7 C , 7 D の測定面積が変わり、体温の測定値に影響を及ぼすことから、上述したように、参照テーブル R T を参照することで、体温

50

の測定値の補正が必要になる。

【 0 0 6 6 】

図 1 0 に示すように、近接センサ 1 0 0 の外側の電極 7 は、周方向に分断することで、4 つの分割電極 7 A , 7 B , 7 C , 7 D に分割して、それぞれの単位位置での距離を把握することにより、赤外線体温計 1 の皮膚に対する傾き角度（姿勢）が、体温測定するために適切であるかどうかを把握することとなる。

【 0 0 6 7 】

図 1 0 に示すように、近接センサ 1 0 0 は、赤外線体温計 1 のセンサ本体 1 R のすり鉢状部分 1 C（先端部分 1 B）の赤外線センサ 3 と人体の皮膚との間の距離を求めるために、接地電極 5 と電極 7 は、赤外線センサ 3 の外周部（周囲部）に、同心円状に 2 重に配置することが望ましい。内側に位置するのが接地電極 5 であり、その外側には電極 7 が同心円状に配置されている。M C U 8 3 は、近接センサ 1 0 0 を用いることで、人体の皮膚からある程度距離を置いた非接触状態での体温の測定ができる。

10

【 0 0 6 8 】

次に、以上のように構成される赤外線体温計 1 の作用について説明する。

【 0 0 6 9 】

まず、図 3（ a ）に示す赤外線体温計 1 の電源スイッチ 1 3 をオンに操作して、図 3（ b ）に示す電池収納部 1 5 内の 3 ボルトの電池 2 1 から動作電圧を赤外線体温計 1 に供給すると、図 3（ c ）に示す赤外線体温計 1 の赤外線センサ 3 および近接センサ 1 0 0 が作動を開始する。

20

【 0 0 7 0 】

次に、測定者は、人体の皮膚との間の距離を測定する際に、図 3 に示す樽状の赤外線体温計 1 の凹部分 1 A を指等でつまんで、この赤外線体温計 1 のセンサ本体 1 R のすり鉢状部分 1 C（先端部分 1 B）を、人体の例えば額の皮膚に向けて近づけていく。

【 0 0 7 1 】

図 4 に示す M C U 8 3 は、図 3 に示すこのすり鉢状部分 1 C（先端部分 1 B）にある近接センサ 1 0 0 の接地電極 5 と電極 7 の分割電極 7 A , 7 B , 7 C , 7 D との間の静電容量に基づき、測定対象部と近接センサ 1 0 0 との間の第 1 距離から第 4 距離を測定する。詳細には、近接センサ 1 0 0 では、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 A との間の第 1 距離と、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 B との間の第 2 距離と、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 C との間の第 3 距離と、そして測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ 1 0 0 の電極 7 の分割電極 7 D との間の第 4 距離を測定する。

30

【 0 0 7 2 】

赤外線体温計 1 の電源を投入してから赤外線体温計 1 が人体の皮膚への接近までの間には、赤外線体温計 1 が人体の皮膚から離れすぎていて予め定めた近接センサ 1 0 0 の設計測定距離範囲の外にあると、発振周波数 F が一定値となる近接センサ 1 0 0 の解放状態が必ず存在するので、発振周波数 F は同じ値が続くことを条件として、M C U 8 3 は、「発振周波数 F の開放値」として保持する。

40

【 0 0 7 3 】

第 1 距離から第 4 距離の値が、予め定めた近接センサ 1 0 0 の設計測定距離範囲内になった時には、M C U 8 3 は、体温の測定が可能であると判断する。そして、M C U 8 3 は、図 7 に示す液晶表示器 1 1 において、体温の測定が可能であることを表示して、測定者に報知する。

【 0 0 7 4 】

赤外線体温計 1 が人体の皮膚に近づいて予め定めた近接センサ 1 0 0 の設計測定距離範囲内に入り、この解放状態の「発振周波数 F の開放値」から発振周波数 F の変化が現れると、図 4 と図 7 に示す M C U 8 3 は、この発振周波数 F の変化するシュミットトリガ C M O S インバータ U 1 の出力信号 A を M C U 8 3 に供給して計数し、この計数結果に基づい

50

てMCU83は、測定対象部と赤外線体温計1の先端部分との間の距離を算出する。

【0075】

赤外線体温計1が人体の皮膚に近づいて予め定めた近接センサ100の設計測定距離範囲に入ったことは、MCU83が液晶表示器11に表示して、「体温測定状態」を報知する。しかも、制御部であるMCU83は、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ100の電極7の分割電極7Aとの間の第1距離と、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ100の電極7の分割電極7Bとの間の第2距離と、測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ100の電極7の分割電極7Cとの間の第3距離と、そして測定対象部である例えば額の皮膚と近接センサ100の電極7の分割電極7Dとの間の第4距離を得て、これらの第1距離から第4距離を比較する。

10

【0076】

これにより、図4に示すMCU83は、赤外線体温計1のセンサ本体1Rのすり鉢状部分1C(先端部分1B)が、人体の皮膚に対して適切な傾き角度で向けられているかどうかを、判断する。そして、赤外線体温計1を使用する時に、センサ本体1Rが人体の皮膚に対して予め定めた適切な傾き角度の範囲内で傾いている場合には、MCU83は、この参照テーブルRTを参照して、この傾斜している角度の大きさに応じて、測定した体温を補正することで、より正確な体温を測定できる。

【0077】

ところで、赤外線体温計1は、非接触のため、いつ体温が測定されたのかあるいはまだ測定されていないのかは、測定者には不明なので、正しく体温測定が成功した時には、MCU83は、ブザー180を作動して「ピピッ」と鳴動させる。これにより、測定者は、体温測定が成功したことを確実に認識することができる。

20

【0078】

このように、赤外線体温計1は、近接センサ100を用いて、被検体である人体との距離を測定し、最適距離を離して非接触で検温することができる。

【0079】

もし、図3に示すセンサ本体1Rのすり鉢状部分1C(先端部分1B)が、傾き角度が、適切な傾き角度の範囲よりも大きい時には、MCU83は、例えばブザー180を例えば「ピピッ」と鳴らして、測定者に対して、赤外線体温計1の人体の皮膚に対する傾き角度を直して、赤外線体温計1が人体の皮膚に対して正しい垂直な姿勢(向き)にするように、注意を喚起することが望ましい。また、MCU83は、赤外線体温計1が不適切な傾き角度であることを液晶表示器11に表示するとともに、適切な傾き角度に変えるように、指示内容を液晶表示器11に表示することができる。

30

【0080】

図3に示すセンサ本体1Rのすり鉢状部分1C(先端部分1B)が適切な傾き角度で人体の皮膚に対して向けられた時点で、MCU83は、赤外線体温計1と皮膚との間の距離と傾き角度を得て、予め用意されている傾き角度毎の補正用の参照テーブルを用いて体温を補正することから、適切な体温測定を行うことができる。赤外線センサ3を用いて測定した体温は、液晶表示器11で表示することができる。この体温測定の完了は、前記青色の発光ダイオードD2を点灯し、更にブザー180を鳴動して、測定者に報知することができる。

40

【0081】

なお、この場合の赤外線センサ3を用いて測定した温度が28度以上である場合、この温度を人体の測定対象部の体温と考えるが、この28度未満の場合には、人体以外の、例えば衣服や髪に触れている、あるいは机の上に載置されている等であると考えて無視する。

【0082】

また、赤外線センサ3は、導電性の物質に反応するが、木や樹脂等の机等には反応しない。更に、金属製の机等には反応するが、室温が高くない場合には、体温程度まで高くないので、この時の温度は無視される。

【0083】

50

上述したように、本実施形態では、赤外線体温計 1 の赤外線センサ 3 が人体の皮膚に接触しないようにして体温を測定する、すなわち非接触状態で体温を測定することができるので、被検体である例えば赤ちゃんのような人体の皮膚に触れないので、非接触で体温測定時に温度の移動が無く、より正確な体温を測定することができる

また、本実施形態では、赤外線体温計 1 の赤外線センサ 3 が人体の皮膚に非接触状態で体温を測定して液晶表示器 11 で表示するので、体温測定で例えば顔を背けて嫌がったり、じっとしていないような幼児や乳児等の体温を測定するのに非常に有効である。すなわち、幼児や乳児等は物が触れると、反射的に顔を動かすので、本実施形態の赤外線体温計 1 のように非接触で体温を測定できることは、非常に有効なことであり、確実に簡単に失敗することなく幼児等の体温を測定することができる。

10

【0084】

また、赤外線体温計 1 は、額表面の温度から腋の下の温度に換算して表示する機能も備えているが、上述したように、この時、額の中央部等の特定の位置で測定する必要がある。これはこの部位近傍にある動脈に由来する温度を測るためである。

【0085】

本発明の実施形態の赤外線体温計は、赤外線センサを用いて、人体に非接触で体温を測定する赤外線体温計であり、赤外線センサを内蔵するセンサ本体 1R が人体に接近したことを検出するための近接センサ 100 と、近接センサ 100 によってセンサ本体 1R が人体に接近したと検出した時における赤外線センサ 3 からの赤外線の量に基づいて、人体の体温を算出する制御部 (MCU) 83 と、を備える。この近接センサ 100 は、接地電極 5 と、接地電極 5 の周囲に配置される複数の分割電極 7 (7A, 7B, 7C, 7D) と、を有し、制御部は、人体に接近する時に接地電極と各分割電極との間の静電容量を測定して、静電容量に基づいてセンサ本体 1R と人体との間の距離を測定することでセンサ本体 1R の人体に対する傾きを検出する構成である。

20

【0086】

これにより、センサ本体の前記人体に対する傾き角度を検出するので、被検体である例えば赤ちゃんのような人体の皮膚に触れないので、非接触で体温測定時に体温の移動が無く、人体に対して正確にセンサ本体の姿勢を向けて、正確な体温を測定することができる。

【0087】

制御部 (MCU) 83 は、計測された体温を補正するための参照テーブル RT を有し、得られた前記傾き角度からこの参照テーブル RT を参照することで、すでに計測された体温を補正する。これにより、制御部 (MCU) 83 は、参照テーブル RT を参照することで、センサ本体が人体に対して傾いていても、その傾き角度に対応して、測定した体温を補正できるので、より正確な体温を測定することができる。

30

【0088】

近接センサ 100 の接地電極 5 はリング状に形成され、複数の分割電極 7 (7A, 7B, 7C, 7D) は、接地電極 5 の外側においてリング状の電極を分断することで形成されている。これにより、静電容量タイプの近接センサ 100 は、接地電極と複数の分割電極を有する構造なので、設計の自由度があり、赤外線体温計内に組み込み易い。

40

【0089】

人体に対する前記センサ本体の傾き角度が、予め定めた傾き角度を超える時には、その旨を通知し、前記体温の測定が終了した時に通知する通知部としての液晶表示器 11 を有する。これにより、測定者は、人体に対してセンサ本体を正しい姿勢で向けておらず傾いていることを、通知部を通じて知ることができる。しかも、体温の測定が終了したことを、通知部による通知により確実に知ることができる。

【0090】

以上、一例を示したが、本発明は如何様にも変形が可能であることは言うまでもないことである。

【0091】

50

例えば、図 11 は、本発明の実施形態における別の好ましい接地電極 5 と外側の電極 7 の形状例を示しており、近接センサ 100 の外側の電極 7 は、周方向に分断することで、図 10 に示すように 3 つの分割電極 7A, 7B, 7C に分割して、それぞれの単位位置での距離を把握することにより、赤外線体温計 1 のセンサ本体が、皮膚に対して傾き角度を検出でき、体温を補正できる。

【0092】

図 12 は、4 つの分割電極 7A, 7B, 7C, 7D と、MCU 83 の一般的な接続例を示しており、分割電極 7A, 7B, 7C, 7D は、それぞれ自励発振器 99 を介して、MCU 83 内のカウンタ 98 に接続されている。

【0093】

通知部としては、図 7 に示す液晶表示器 11 やブザー 180 に限らず、有機 EL 表示装置やスピーカ等であっても良い。

【符号の説明】

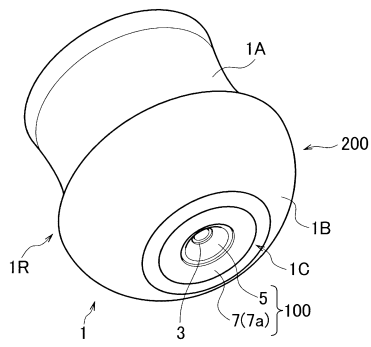
【0094】

- 1 赤外線体温計
- 1R センサ本体
- 3 赤外線センサ
- 5 近接センサの接地電極（グラウンド電極）
- 7 近接センサの外側の電極
- 7A, 7B, 7C, 7D 近接センサの外側の電極の分割電極
- 11 液晶表示器（通知部の例）
- 71 近接センサ回路
- 83 MCU（マイクロコントローラユニット、制御部）
- 100 近接センサ
- 180 ブザー（通知部の例）
- RT 参照テーブル

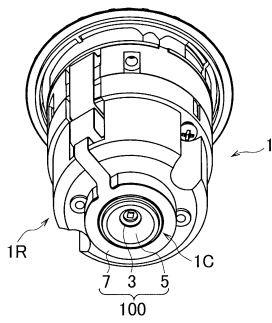
10

20

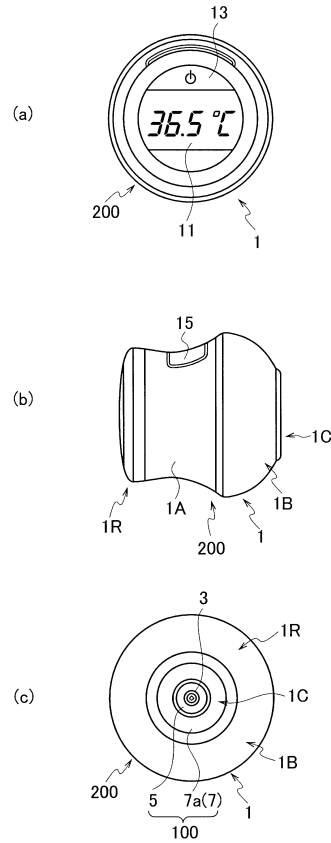
【図1】



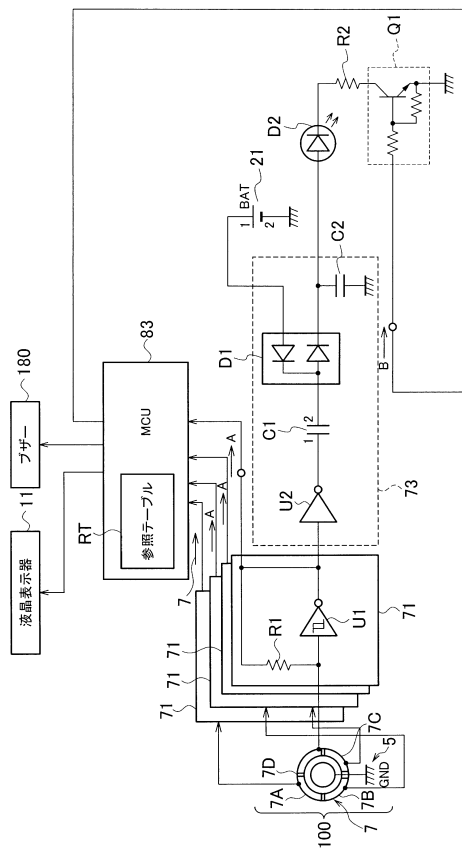
【図2】



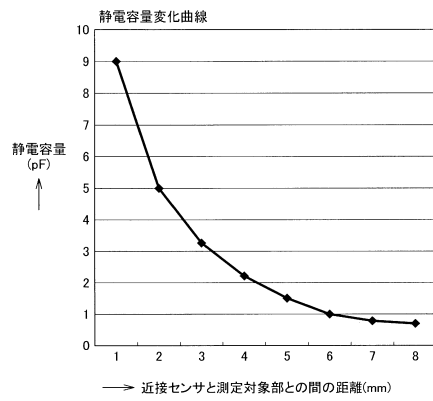
【図3】



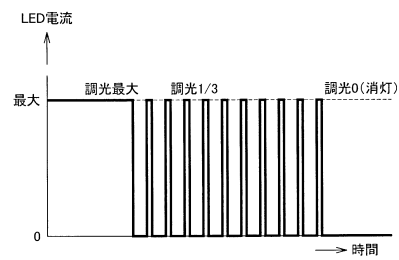
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2006-110363(JP,A)
特開2012-217563(JP,A)
特開昭50-6361(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	5/00	-	5/01
G01J	5/00	-	5/62