

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-197254
(P2010-197254A)

(43) 公開日 平成22年9月9日(2010.9.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO1K 7/00 (2006.01)	GO1K 7/00 341D	2F056
A61B 5/01 (2006.01)	A61B 5/00 101E	4C117
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 102C	5B035
GO1K 1/02 (2006.01)	GO1K 1/02 E	5B058
GO6K 19/00 (2006.01)	GO6K 19/00 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-43250 (P2009-43250)
(22) 出願日 平成21年2月26日 (2009.2.26)

(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
(72) 発明者 中尾 浩治
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号 テルモ株式会社内
(72) 発明者 小澤 仁
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号 テルモ株式会社内
Fターム(参考) 2F056 AE03 AE07 HD01 HD02 HD03
HD04 HD06 HD07
4C117 XA01 XB04 XC15 XC19 XC26
XE23 XE52 XE62 XE64 XH02
5B035 AA11 BA06 BB09 CA01 CA23
CA31

最終頁に続く

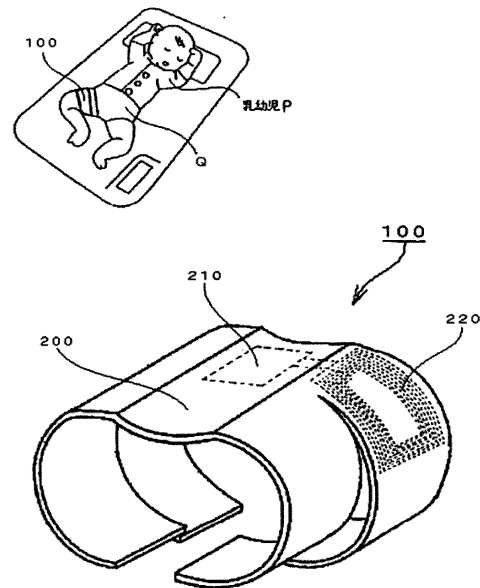
(54) 【発明の名称】 体温測定装置

(57) 【要約】

【課題】従来の監視システムでは、外部との送受信を行うアンテナ部もICタグ(RFID)に含まれていることから、アンテナの大きさには限度があり、そのため、外部との通信可能な範囲も限られるため、通信距離を長く(広く)取ることが出来ない。

【解決手段】アンテナをICタグ内に搭載せず、カーラに実装することで、アンテナを大きく取ることが出来、その結果、少ない消費電力で送受信が可能であり、かつICタグにアンテナが搭載されているものに比べ、通信距離を長く(広く)取ることが可能である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

開口部を有し、径方向に弾性変形することで拡径可能となり測定部位に装着できるカーラと、該カーラの内側に設けられた半導体温度センサを含む R F I D と、該カーラに実装された所定以上の大きさのアンテナからなる体温測定部と、該半導体温度センサで測定された体温を無線で読取る読取部と、該体温を表示する表示部とを備えた本体部と、からなることを特徴とする体温測定装置。

【請求項 2】

前記カーラは前記 R F I D と前記アンテナの少なくとも一つと取外可能であることを特徴とする請求項 1 記載の体温測定装置。

10

【請求項 3】

前期開口部に対して垂直方向にスリットを設けたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の体温測定装置。

【請求項 4】

前記カーラはテーパ形状であって、前記カーラの両端の外径の長さがそれぞれ異なる形状であることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れかに記載の体温測定装置。

【請求項 5】

前記カーラは直円錐台形状であることを特徴とする請求項 4 記載の体温測定装置。

【請求項 6】

前記カーラは斜円錐台形状であることを特徴とする請求項 4 記載の体温測定装置。

20

【請求項 7】

前記カーラの両端部の外形の少なくとも一方が楕円形状であることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 の何れかに記載の体温測定装置。

【請求項 8】

前記 R F I D はバンドギャップ電圧回路を含むことを特徴とする請求項 1 から請求項 7 の何れかに記載の体温測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、乳幼児やお年寄り、寝たきり患者の健康管理 / 監視ができる体温測定装置に関し、特に、予め所定時間の体温トレンドを記憶しておき、モニタする時は、測定部と本体部が分離され、体温データが無線で所定間隔で送信される体温測定装置に関する。また、必要に応じて、測定部により所定時間の体温測定値を記憶し、記憶された体温値を読取り、表示するようにした体温測定装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

生体情報、行動情報を計測し、乳幼児の状態を推定し、乳幼児の異変に対して適切な対応がとれるようにする監視システムが提案されている（特許文献 1：特開 2004 - 181218 号公報）。しかしながら、感染症等による急な体温変化が健常時とどのように異なるか判断するようなものではない。これを改善するシステムとして、生体信号の緊急度を判断し、アラームを発生させるシステムが提案されている（特許文献 2：特許 3661686 号公報）。他にも体温について、大きな閾値 40、34 を設定し、それと比較することで、トレンド変化によりアラームを発生させるシステムが提案されている（特許文献 3：特開 2007 - 229076 号公報）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2004 - 181218 号公報

【特許文献 2】特許 3661686 号公報

【特許文献 3】特開 2007 - 229076 号公報

50

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

従来の監視システムでは、外部との送受信を行うアンテナ部もＩＣタグ（ＲＦＩＤ）に含まれていることから、アンテナの大きさには限度があり、そのため、外部との通信可能な範囲も限られるため、通信距離を長く（広く）取ることが出来ないという問題点があった。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

上記課題を解決するために、本発明は、アンテナをＩＣタグ内に搭載せず、カーラに実装することで、アンテナを大きく取ることが出来、その結果、少ない消費電力で送受信が可能であり、かつＩＣタグにアンテナが搭載されているものに比べ、通信距離を長く（広く）取ることが可能であることを見出し本発明に至った。さらに、本発明によると、大きなアンテナと、小さな消費電力であるため、アンテナ及びＩＣタグの発熱を、従来に比べ、低減できる効果を見出せた。

10

【0006】

上記の課題は以下の（１）から（８）の本発明により解決される。

【0007】

（１）開口部を有し、径方向に弾性変形することで拡張可能となり測定部位に装着できるカーラと、該カーラの内側に設けられた半導体温度センサを含むＲＦＩＤと、該カーラに実装された所定以上の大きさのアンテナからなる体温測定部と、該半導体温度センサで測定された体温を無線で読取る読取部と、該体温を表示する表示部とを備えた本体部と、からなることを特徴とする体温測定装置である。このように、アンテナをＩＣタグ内に搭載せず、カーラに実装することで、アンテナを大きくとることが出来、結果、少ない消費電力で送受信が可能であり、かつＩＣタグにアンテナが搭載されているものに比べ、通信距離を長く（広く）取ることが可能である。さらに、大きなアンテナと、小さな消費電力であるため、アンテナ及びＩＣタグの発熱を、従来に比べ、低減できた。

20

【0008】

（２）前記カーラは前記ＲＦＩＤと前記アンテナの少なくとも一つと取外可能であることを特徴とする上記（１）記載の体温測定装置である。このように、ＲＦＩＤ（ＩＣタグ）とアンテナを、カーラから取外可能にすることで、カーラの交換や、ＲＦＩＤ（ＩＣタグ）やアンテナの変更が可能である。

30

【0009】

（３）前期開口部に対して垂直方向にスリットを設けたことを特徴とする上記（１）または（２）に記載の体温測定装置である。このように、開口部にスリットを設けることで、装着を容易にするだけでなく、カーラの測定部位への密着性も向上することができる。

【0010】

（４）前記カーラはテーパ形状であって、前記カーラの両端の外径の長さがそれぞれ異なる形状であることを特徴とする上記（１）から（３）の何れかに記載の体温測定装置である。このように、カーラがテーパ形状であり、カーラの両端の外径の長さがそれぞれ異なる形状であることで、装着を容易にするだけでなく、カーラの測定部位への密着性も向上することができる。

40

【0011】

（５）前記カーラは直円錐台形状であることを特徴とする上記（４）記載の体温測定装置である。このように、カーラが直円錐台形状であることで、装着を容易にするだけでなく、カーラの測定部位への密着性も向上することができる。

【0012】

（６）前記カーラは斜円錐台形状であることを特徴とする上記（４）記載の体温測定装置である。このように、カーラが斜円錐台形状であることで、装着を容易にするだけでなく、カーラの測定部位への密着性も向上することができる。

50

【 0 0 1 3 】

(7) 前記カーラの両端部の外形の少なくとも一方が楕円形状であることを特徴とする上記(1) から上記(6) の何れかに記載の体温測定装置である。このように、カーラの両端部の外形の少なくとも一方が楕円形状であることで、装着を容易にするだけでなく、カーラの測定部位への密着性も向上することができる。

【 0 0 1 4 】

(8) 前記 R F I D はバンドギャップ電圧回路を含むことを特徴とする上記(1) から上記(7) の何れかに記載の体温測定装置である。このように、R F I D がバンドギャップ電圧回路を含むことで、従来の温度センサ(例えば、サーミスタ)に比べ、より高精度な体温計測が可能である。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、カーラにアンテナを大きく取ることが出来るので、消費電力が小さく、通信距離が比較的長くなり、また、消費電力が小さく、アンテナが大きいことから、アンテナ及び I C タグの発熱を抑えることができ、さらに、構造が簡単で装着 / 取り外しが容易で、体温を間歇的に測定でき、乳幼児やお年寄り、寝たきり患者の急な体温変化にも介護者が速やかに対応することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る体温測定部 1 0 0 と、乳幼児 P に装着した状態の体温測定部 1 0 0 を示す図である。

20

【 図 2 】 アンテナ 2 2 0 と I C タグ 2 1 0 とを備える体温測定部 1 0 0 の機能構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 本体部 3 0 0 の機能構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 体温測定装置における体温測定処理の流れを示す図である。

【 図 5 】 半導体温度センサの特性を示す図である。

【 図 6 】 センサ部 2 1 1 の回路構成を示す図である。

【 図 7 】 回路部 2 1 2 の回路構成を示す図である。

【 図 8 】 信号処理部 3 0 4 における体温データ算出処理の内容を説明するための図である。

30

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

(実施例)

【 0 0 1 8 】

図 1 は、本発明の一実施例を示し、乳幼児 P に装着した状態の体温測定部 1 0 0 を示している。図 1 に示す体温測定部 1 0 0 及び図 3 に示す本体部 3 0 0 により健康管理 / 監視ができる体温測定装置を構成している。病院等でも同様の携帯端末または据置型の端末を用いて乳幼児健康管理 / 監視装置が適用できる。図 2 は、アンテナ部 2 2 0 と温度センサを有する I C タグ (R F I D) 2 1 0 を備えた体温測定部 1 0 0 のブロック図である。本願発明は、実施例の乳幼児健康管理 / 監視装置に限られるものでなく、お年寄りや寝たきり患者の健康管理 / 監視装置など適宜変更が可能である。また、図 3 に示すように、本体部 3 0 0 に備えた外部通信部 3 1 4 から専用 L A N、電話回線、インターネット等の情報通信ネットワーク (不図示) を介して、病院、主治医等のサイトと双方向の情報通信可能としてもよい。

40

【 0 0 1 9 】

< 体温測定装置 (体温測定部 1 0 0 と本体部 3 0 0) の具体的構成 >

被検者である乳幼児 P は、ベッド上にオムツ (パンツ) Q をはいて横臥、仰臥等の状態にいる。乳幼児 P に対して、測定部位に装着できるカーラ 2 0 0 と、温度センサを有する I C タグ 2 1 0 とアンテナ 2 2 0 とからなる体温測定部 1 0 0 を身体の適所、この場合大腿部に装着して乳幼児 P の体温測定を行なう。

50

【 0 0 2 0 】

カーラ 2 0 0 は略剛体であり、剛体部分の素材としては、ポリエチレン、ポリプロピレン、環状ポリオレフィン、ポリカーボネート、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート、ポリメチルペンテン 1、或いはそれらの混合物、又はそれらに S E B S などの柔軟化剤をブレンドしたものなどが利用できる。また、カーラ 2 0 0 の径方向の断面は、略 C 字形状をしており、径方向に弾性変形することで、拡張可能である。これにより、測定部位に装着できる。このとき、カーラ 2 0 0 の曲げ応力が 3 0 ~ 1 3 0 M P a であることが好ましい。カーラ 2 0 0 が拡張可能であれば、上記素材をセラミックス、ステンレスなどの金属類を用いてもよい。また、開口部に対し、垂直方向に 2 箇所スリットが設けてある。さらに、スリットを隔てて、カーラの外径が異なっている。これらの形状により、上腕部や大腿部のように、テーパ形状である部位に対し、装着性が向上する。また、温度センサ（感温部 2 0 4）を有する I C タグ 2 1 0 をカーラ 2 0 0 の内側に設けてあり、アンテナ 2 2 0 も同様に設けてある。しかし、アンテナ 2 2 0 は、カーラ内部に組み込まれていても、カーラの外側に設けていてもかまわない。また、I C タグ 2 1 0 の測定部位に対する接触をより確実にするため、カーラ 2 0 0 の内側に有する測定部位との接触面は凸部を形成している。上述の通り、カーラ 2 0 0 のスリットの数や外径の大きさなどは、実施例に限られるものではなく、上腕部や大腿部など測定部位によって、適宜変更が可能である。

10

【 0 0 2 1 】

本体部 3 0 0 には、体温などを表示する表示部 3 1 3、ブザー等の報知手段 3 1 6、無線による I C タグ読取部 3 1 0、入力部 3 1 5、記憶部 3 1 2、マイクロコンピュータなどのコントロール部（C P U）3 1 1、i - モードによるインターネット等の情報通信ネットワーク（不図示）を介して通信を行なう外部通信部 3 1 4 を備えている。なお、コントロール部 3 1 1 は、コントロール部 3 1 1 により実行され、本体部全体の制御プログラムや各種データを記憶する R O M と、ワークエリアとして各種データを一時的に記憶する R A M を備えている。

20

【 0 0 2 2 】

また、予防接種（インフルエンザ、おたふくかぜ、ポリオ、百日咳、風疹、麻疹、結核等の予防接種）の情報、過去の投薬データ（薬剤名、投与量、投与日時などの情報：アレルギー反応を回避した投薬を行なうために必要）も、入力部 3 1 5 で入力し、記憶、表示できるようになっている。また、入力部 3 1 5 で入力項目を適宜選択して、体温、体重（投与量の決定に必要）、血圧、脈拍、血糖値等を入力し、記憶、表示できるようになっている。こうすることで、母子健康手帳としての機能を果たすことも可能である。また、病院等で使用する温度センサを有する I C タグ 2 1 0 は、同時に体温情報の読取りが可能になる、アンチコリジョン型の I C タグを用いることが好ましい。なお、本体部 3 0 0 の具体的な機能構成については、後述する。

30

【 0 0 2 3 】

病院などにおいては、管理サイト / 医療サイトを設け、サーバー（データ処理装置）を設置し、乳幼児 P の I D と関連付けして、脈拍、呼吸、血圧、体温、血中酸素飽和度、血糖等の生体情報のリアルタイムの測定データの収集、集計、データ分析等を行うようにしてもよい。こうすることで、感染症等による急激な体温の上昇、うつ伏せ寝、嘔吐等による窒息等での呼吸停止などに対しても異常をいち早く把握できる。また、担当医の机上にも管理パソコン等を設置し、担当医が随時、被検者（例えば乳幼児 P）の身体状態を把握、監視するとともに、緊急時の被検者異常通報を受けたり、電話器により適宜看護婦の待機部屋に指示を出したり、ハンディ・ナースコールで連絡したりすることができるようにしてもよい。また、時計部（不図示）は電波受信により時刻補正ができる、電波時計機能を設けておくと時刻調整の必要がなくなり都合がよい。

40

【 0 0 2 4 】

< 体温測定部の機能構成 >

次に、体温測定部 1 0 0 の機能構成について説明する。図 2 は、アンテナ 2 2 0 と I C

50

タグ (RFID) 210 とを備える体温測定部 100 の機能構成を示す図である。

【0025】

図2において、202は無線インターフェイスであり、整流回路や昇圧回路等を備える。無線インターフェイス202では、アンテナ220において生じた交流電圧を、所定の直流電圧に変換し、記憶部203及びマイクロコンピュータなどのコントロール部(CPU)205に供給する。なお、コントロール部205は、コントロール部205により実行され、体温測定部全体の制御プログラムや各種データを記憶するROMと、ワークエリアとして各種データを一時的に記憶するRAMを備えている。また、コントロール部205において取得された電圧データを各種情報とともに、所定形式のデータとして、アンテナ220を介して本体部300に送信する。

10

【0026】

203は記憶部であり、後述する感温部204の校正データや、ICタグ210固有の識別情報等を記憶する。そのため、体温情報も記憶部203に備えたEEPROMに記憶できるので、別のベッドや別の部屋に乳幼児Pを移し換えても継続して体温情報を記憶できる。また、間違った乳幼児P'(不図示)の情報を取得しないようにアンチコリジョン型とし、アンテナ220から出力される信号を暗号化処理可能にしてセキュリティ機能を持たせることもできる。

【0027】

204は感温部であり、温度センサを備えるセンサ部211と、センサ部211の出力を処理する回路部212とを備える。温度センサには半導体温度センサを用い、温度変化に対してほぼリニアにアナログ出力し、小型化・ICタグとの一体化が可能で、35~42の間で温度分解能が0.01である。例えばC-MOS温度センサが好ましく用いられる。なお、センサ部211及び回路部212の回路構成の詳細は、後述する。

20

【0028】

ICタグ210は、幅Wが5mm×5mm、厚さTが1.5mm程度の大きさである。なお、ICタグ210は、生体を通過可能な周波数の電磁波での通信(送受信)可能なものであれば、どのような周波数でもよいが、好ましくは13.56MHzの電磁波で送信可能になっている。

【0029】

また、アンテナ220は、カーラ200に実装されるため、ICタグ内に組み込まれたアンテナに比べ、大きくとることが可能であるため、アンテナの形状は何でも良いが、円形、正方形、長方形などの形状をしていることが好ましい。さらに好ましくは、円形状の場合、直径Dが20mm~40mm、厚さTが1mm程度の大きさであり、直方形の場合、長軸方向の長さをL1、短軸方向の長さをL2としたとき、L1が20mm、L2が40mm、厚さTが1mm程度の大きさである。なお、カーラを交換したいときや水気などでカーラの汚れを取り除きたいとき、またはICタグやアンテナを他のカーラへ入れ替え可能なように、カーラ200に対して、ICタグ210とアンテナ220は、取り外し可能であってもかまわない。

30

【0030】

<本体部の機能構成>

40

次に、本体部300の機能構成について説明する。図3は、本体部300の機能構成を示す図である。

【0031】

図3において、310はICタグ読取部であり、アンテナ301、無線インターフェイス302、信号変換部303、信号処理部304と、を備える。

【0032】

アンテナ301は、体温測定部100のアンテナ220との間で磁気結合することで、ICタグ210に電源を供給したり、ICタグ210よりデータを受信したりする。

【0033】

無線インターフェイス302は、アンテナ301を介してICタグ210に電源を供給

50

するために、アンテナ 301 に印加する電圧を制御したり、アンテナ 301 を介して IC タグ 210 より受信したデータを信号変換部 303 に送信したりする。

【0034】

信号変換部 303 では、無線インターフェイス 302 より送信されたデータをデジタルデータに変換し、信号処理部 304 に送信する。

【0035】

信号処理部 304 では、信号変換部 303 より受信したデジタルデータを処理し、体温を算出する。具体的には、受信したデジタルデータに含まれる、電圧データと校正データとに基づいて体温データを算出する。また、算出した体温データを、受信したデジタルデータに含まれる識別情報とともにコントロール部 311 に送信する。

10

【0036】

コントロール部 311 では、無線インターフェイス 302、信号変換部 303、信号処理部 304 の動作を制御する。また、信号処理部 304 から送信された体温データを、識別情報とともに記憶部 312 に収納したり、表示部 313 に表示したりする。更に、記憶部 312 に収納された体温データを、識別情報とともに外部通信部 314 を介して、他の情報処理装置（外部通信部 314 を介して有線接続された他の情報処理装置）に送信したりする。他にも、体温測定における設定の指示入力を行ったり、条件を選択したりする入力部 315 と、ブザー、パイプレータ、光などで体温情報の異常や、測定終了などを知らせる報知手段 316 とを備えている。

【0037】

< 体温情報に基づく通常の健康管理 / 監視機能 >

次に体温情報に基づく通常の健康管理 / 監視機能について説明する。本願発明は、ここで説明する実施例に限られるものでなく適宜変更が可能である。

20

【0038】

乳幼児 P に感温部 204 を有する IC タグ (RFID) 210 を含む体温測定部 100 を、上述したように、乳幼児 P に対して、IC タグ 210 が接触するようにカーラ 200 に設けたりして腕や大腿部など身体の適所に装着する。測定開始の時間のカウントを開始するか、入力部 315 など測定開始時刻設定 (時間設定) 指示入力を行なうことにより、測定を開始する。体温情報は、入力部 315 で予め設定入力された時間条件、例えば感温部 204 を有する IC タグ (RFID) 210 を含む体温測定部 100 を乳幼児 P に装着して測定開始指示入力を行なった時点、所定の温度上昇が確認できた時点等を基点として、例えば 5 分後に IC タグ (RFID) 210 に対して IC タグ 読取部 310 から所定の周波数、例えば 13.56 MHz の電磁波を送信 (この場合、送受信距離は、1 cm ~ 10 cm 程度) し、その信号と同期して得られる温度センサの体温情報を読取る。次に、測定されたこれらの体温情報は、記憶部 312 に記憶される。この体温情報は閾値と比較される。例えば、体温の場合、上限値が 37.5、下限値が 35.5 としている。この上限値 / 下限値は、前述した所定期間の体温トレンド情報に基づいたり、参考したりして使用者 (母親、保護者等) が任意に設定入力し、また変更可能になっている。体温情報が異常 (測定中の異常も含む) と判断されると、報知手段 316 によりアラームを発生させる。また、測定終了するとブザー、パイプレータ、光などの報知手段 316 により報知する。異常がある場合 (例えば発熱時の基礎体温) は「発熱」と表示部 313 に表示させ、入力部 315 でその旨のメモ入力し、記憶部 312 に記憶させる。異常の場合、必要に応じてリセットし、測定開始のステップに戻り、再度体温測定を行なう。異常が無い場合は、測定された体温を記憶し、表示部 313 に表示させた後、動作を終了する。体温表示は、表示部 313 に測定年月日時とともに行なうことが好ましい。また、発熱時には、体温のトレンドの表示と同時に、本体部 300 と接続端子 (外部通信部 314) で接続したパルスオキシメータで測定した測定中の脈拍、血中酸素飽和度 (SPO2) 等と投薬データを入力し、重ねて表示すると、インフルエンザ、RS (Respiratory Syncytial) ウイルス等の感染症等による呼吸器系疾患が容易に把握できる。

30

40

【0039】

50

記憶部 3 1 2 に記憶された、体温、メモ入力、体重、身長等の情報は、表示部 3 1 3 に所定期間、例えば 3 0 日分表示される。特に、体重、身長等の情報は標準値、下限値、上限値と比較して表示可能にしている。このため、成長度合いが一瞥でき、母子健康手帳としての機能も果たす。このような情報は、乳幼児 P の ID とともに、健康関連サービス業者のサーバーや主治医などの医療サイトのサーバーへ暗号化してインターネット、専用 LAN 等により送信し、必要に応じて主治医のコメント等のアドバイスを受けるようにすることができる。また、外部通信部 3 1 4 から USB スティックにこれらの情報をダウンロードして USB スティックを主治医に持参するようによい。

【 0 0 4 0 】

< 体温測定装置における体温測定処理の流れ >

10

次に、体温測定装置における体温測定処理の流れについて説明する。図 4 は、体温測定装置における体温測定処理の流れを示す図である。

【 0 0 4 1 】

図 4 に示すように、本体部 3 0 0 が起動した後に、本体部 3 0 0 を、体温測定部 1 0 0 の近傍に近づけると、所定の周波数、例えば 1 3 . 5 6 M H z の電磁波により、アンテナ 3 0 1 とアンテナ 2 2 0 との磁気結合により、本体部 3 0 0 から体温測定部 1 0 0 に対して電源が供給される。

【 0 0 4 2 】

電源が供給された体温測定部 1 0 0 では、IC タグ 2 1 0 が起動し、体温測定部 1 0 0 が体温測定の精度に影響を与える状態になっているか否かを判定する。体温測定部 1 0 0 が体温測定の精度に影響を与える状態になっていると判定された場合には、IC タグ 2 1 0 では、以降の処理は行わない。この場合、本体部 3 0 0 では、電源供給を行ってから一定時間内に体温測定部 1 0 0 よりデータ送信がないと判断し、表示処理として表示部 3 1 3 にエラー表示を行う。このとき、エラー表示だけでなく、アラーム等の報知手段 3 1 6 により報知してもよい。

20

【 0 0 4 3 】

一方、体温測定部 1 0 0 が体温測定の精度に影響を与えていないと判定された場合には、IC タグ 2 1 0 では処理を開始する。

【 0 0 4 4 】

具体的には、予め設定された判定レンジ（詳細は後述）に切り替えた後、センサ部 2 1 1 内の半導体温度センサに電流を流し、バンドギャップ電圧を検出する。

30

【 0 0 4 5 】

更に、回路部 2 1 2 が当該検出されたバンドギャップ電圧を処理し、コントロール部 2 0 5 では、電圧データを取得する。

【 0 0 4 6 】

取得された電圧データは、記憶部 2 0 3 に記憶された校正データ及び識別情報とともに、本体部 3 0 0 に送信される。

【 0 0 4 7 】

本体部 3 0 0 では、表示処理として体温測定部 1 0 0 より送信された電圧データ及び校正データに基づいて体温データを算出する。更に、算出された体温データを、識別情報と対応付けて記憶部 3 1 2 に記憶するとともに表示部 3 1 3 に表示する。なお、上述した「体温測定部 1 0 0 が体温測定の精度に影響を与える状態」とは、この場合、IC タグ 2 1 0 やアンテナ 2 2 0 の発熱により、体温測定の精度に影響を与える可能性が高い状態を指している。

40

【 0 0 4 8 】

< 半導体温度センサの説明 >

次に、センサ部 2 1 1 に適応される一般的な半導体温度センサについて説明する。図 5 は、半導体温度センサの特性を示す図である。本実施形態において、センサ部 2 1 1 に適応される半導体温度センサは、P 型半導体と N 型半導体とが結合して構成され、直流電流を流した場合に温度に相関して結合部（ジャンクション）に生じる電圧（バンドギャップ

50

電圧 V_b) を検出するものである (図 5 の (a))。

【0049】

なお、半導体温度センサの場合、図 5 の (b) に示すように、バンドギャップ電圧 V_b と温度とは、概ね $-40 \sim +150$ の広範囲において線形性を有している。また、半導体温度センサは、サーミスタと比較して、経時変化に強く、かつノイズの影響を受けにくいといった利点も有している。

【0050】

< センサ部の回路構成 >

次に、センサ部 211 の回路構成について説明する。図 6 は、図 5 の (a) に示す半導体温度センサを用いて構成されたセンサ部 211 の回路構成を示す図である。

10

【0051】

図 6 において、601 は定電流回路であり、コントロール部 205 より供給される電流 V_{cc} に基づいて、各半導体温度センサに流す電流が均一になるように調整する。

【0052】

602 は半導体温度センサであり、定電流回路 601 の下流側において、定電流回路 601 に対して直列に接続されている。なお、半導体温度センサ 602 は定電流回路 601 に対して複数接続されており、それぞれの半導体温度センサは、互いに並列接続される。

【0053】

このように、複数の半導体温度センサを並列接続したのは、半導体温度センサの個体差の影響を排除するためである。より高精度な体温測定を実現するためには、半導体温度センサの個体差の影響も無視することができず、センサ部 211 では、複数の半導体温度センサを並列に接続し平均値をとることで、個体差の影響を排除することとしている。

20

【0054】

このため、センサ部 211 からは、各半導体温度センサより出力された電圧 V_{b1} 、 V_{b2} 、 \dots V_{bn} の平均値 V_{b_avg} が出力される。

【0055】

なお、各半導体温度センサに電流を流すのは 1 回に限られず、複数回流するように構成してもよい。その場合、センサ部 211 からは、平均値 V_{b_avg} が複数回出力されることとなる。

【0056】

< 回路部の回路構成 >

次に、回路部 212 の回路構成について説明する。図 7 は、回路部 212 の回路構成を示す図である。

30

【0057】

図 7 に示すように、回路部 212 は、比較・増幅器 711 とアナログスイッチ 712 とを介して A/D コンバータ 701 に接続される系と、比較・増幅器 721 とアナログスイッチ 722 とを介して A/D コンバータ 701 に接続される系の 2 系統から構成される。

【0058】

前者の系 (第 1 の系) は、センサ部 211 より出力された電圧 V_{b_avg} を、 $-40 \sim +150$ の測定レンジで A/D コンバータ 701 に入力する。一方、後者の系 (第 2 の系) は、センサ部 211 より出力された電圧 V_{b_avg} を、 $20 \sim 50$ の測定レンジで A/D コンバータ 701 に出力する。

40

【0059】

第 1 の系を用いて出力するか、第 2 の系を用いて出力するかは (つまり、測定レンジは)、制御回路 702 からの信号に基づいてアナログスイッチ 712、722 を切り替えることにより制御される。より高精度な体温測定を行う場合には、第 2 の系が選択されることとなる。

【0060】

A/D コンバータ 701 に入力された電圧 V_{b_avg} は、A/D コンバータ 701 において A/D 変換され、デジタルデータとして制御回路 702 に入力される。

50

【 0 0 6 1 】

制御回路 7 0 2 に入力されたデジタルデータは、無線インターフェイス 2 0 2 に送信される。

【 0 0 6 2 】

なお、センサ部 2 1 1 より電圧 V_{b_avg} が複数回出力される場合にあっては、それぞれのデジタルデータをメモリ 7 0 3 に一時的に格納し、制御回路 7 0 2 において、メモリ 7 0 3 に格納された全てのデジタルデータの平均値を算出した後に、無線インターフェイス 2 0 2 に送信するようにしてもよい。

【 0 0 6 3 】

< 本体部における体温データ算出処理 >

次に、本体部 3 0 0 の信号処理部 3 0 4 において体温データを算出するための処理について説明する。図 8 は、信号処理部 3 0 4 において体温データを算出するための処理の内容を説明するための図である。

【 0 0 6 4 】

信号処理部 3 0 4 では、基準となる半導体温度センサにおける、電圧データと体温データとの対応関係を示すグラフ（関数）を、校正データに基づいて補正した後に、受信した電圧データを代入することにより、体温データを導出する。

【 0 0 6 5 】

図 8 (a) は、1 種類の温度に対応する 1 種類の校正データを受信した場合における補正処理を示す図である。図 8 (a) に示すように、1 種類の温度に対応する 1 種類の校正データを受信した場合には、基準となる半導体温度センサにおける、電圧データと体温データとの対応関数のオフセット値を調整する。具体的には、グラフ 8 0 1 を全体として矢印方向に平行移動させ、グラフ 8 0 2 を得る。

【 0 0 6 6 】

信号処理部 3 0 4 では、体温測定部 1 0 0 より受信した電圧データを、当該平行移動後のグラフ 8 0 2 に代入することで、体温データを導出する。

【 0 0 6 7 】

図 8 (b) は、2 種類の温度に対応する 2 種類の校正データを受信した場合における補正処理を示す図である。図 8 (b) に示すように、2 種類の温度に対応する 2 種類の校正データを受信した場合には、当該 2 点を通る直線 8 0 3 を算出し、これを半導体温度センサにおける電圧データと体温データとの対応関係を示すグラフとする。

【 0 0 6 8 】

信号処理部 3 0 4 では、体温測定部 1 0 0 より受信した電圧データを、当該算出された直線 8 0 3 に代入することで、体温データを導出する。

【 0 0 6 9 】

図 8 (c) は、3 種類以上の温度に対応する 3 種類以上の校正データを受信した場合における補正処理を示す図である。図 8 (c) に示すように、3 種類以上の温度に対応する 3 種類以上の校正データを受信した場合には、当該 3 点以上の点に基づいて、最小 2 乗法により回帰直線 8 0 4 を算出し、これを半導体温度センサにおける電圧データと体温データとの対応関係を示すグラフとする。

【 0 0 7 0 】

信号処理部 3 0 4 では、体温測定部 1 0 0 より受信した電圧データを、当該算出された回帰直線 8 0 4 に代入することで、体温データを算出する。

【 0 0 7 1 】

以上の説明から明らかなように、本実施形態にかかる体温測定部 1 0 0 では、アンテナを備えるカーラ型の体温測定部 1 0 0 として、半導体温度センサを適応する構成とした。

【 0 0 7 2 】

また、半導体温度センサの適用にあたり、
・半導体温度センサの個体差の影響を排除するため、センサ部において、複数の半導体温度センサを並列に接続する構成とした。

10

20

30

40

50

- ・測定誤差を排除するため、1回の体温測定に際して、センサ部に対して複数回電流を流し、その平均値を出力する構成とした。
- ・ICタグの個体差の影響を排除するため、ICタグ内の記憶部にICタグごとに校正データを記憶しておき、本体部により電圧データを送信する際に、合わせて校正データを送信する構成とした。

【0073】

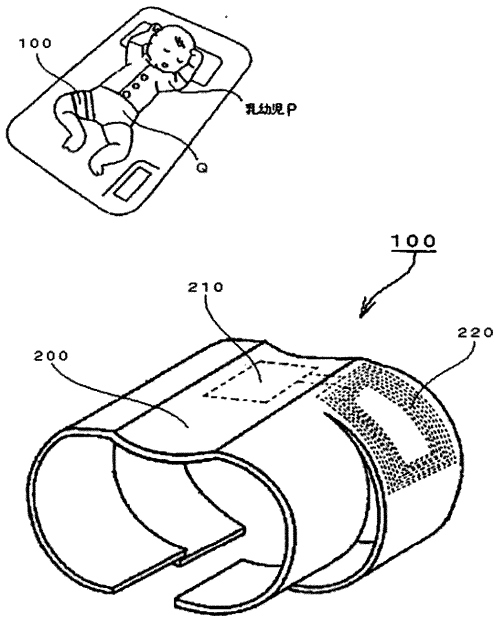
この結果、高精度な体温計測を実現することが可能となった。

【符号の説明】

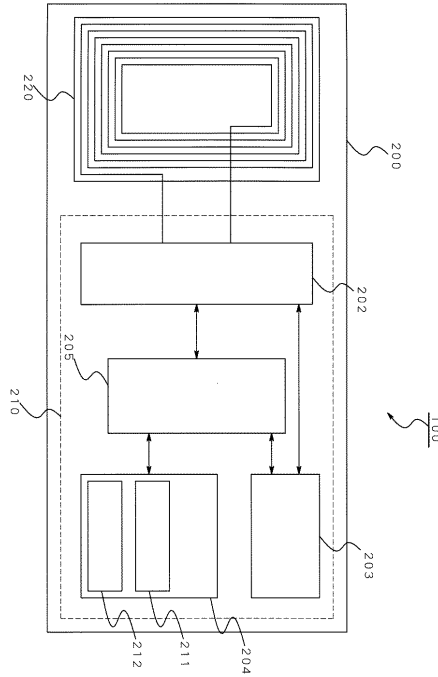
【0074】

100	体温測定部	10
200	カーラ	
202	無線インターフェイス	
203	記憶部	
204	感温部	
205	コントロール部	
210	ICタグ(RFID)	
211	センサ部	
212	回路部	
220	アンテナ	
300	本体部	20
301	アンテナ	
302	無線インターフェイス	
303	信号変換部	
304	信号処理部	
310	ICタグ読取部	
311	コントロール部	
312	記憶部	
313	表示部	
314	外部通信部	
315	入力部	30
316	報知手段	
601	定電流回路	
602	半導体温度センサ	
701	A/Dコンバータ	
702	制御回路	
703	メモリ	
711、721	比較/増幅器	
712、722	アナログスイッチ	
P	乳幼児	
Q	オムツ	40

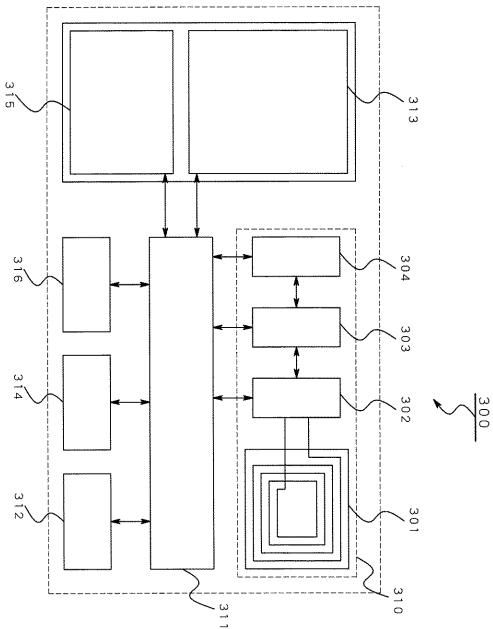
【図1】



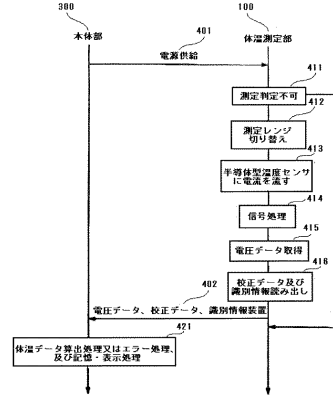
【図2】



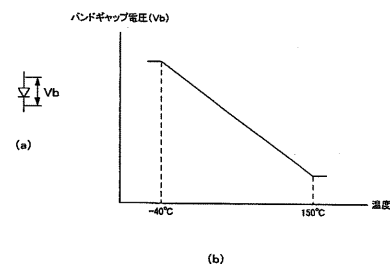
【図3】



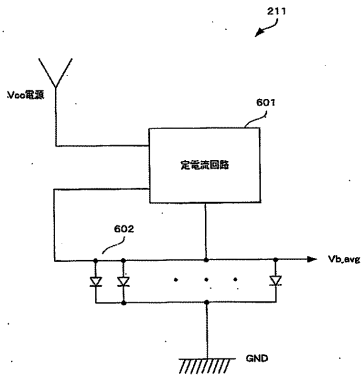
【図4】



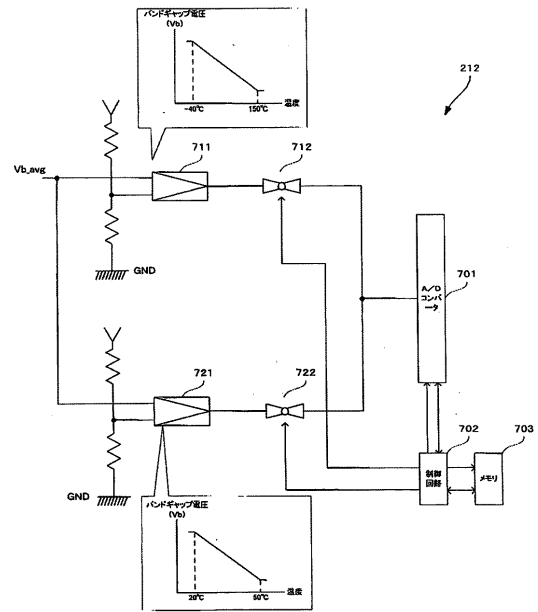
【図5】



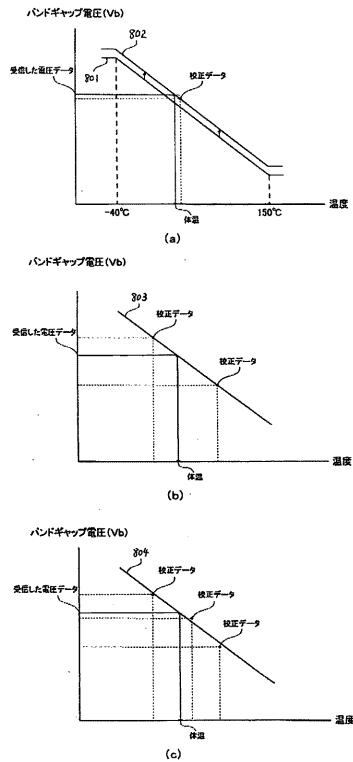
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード(参考)
G 0 6 K 19/07	(2006.01)	G 0 6 K 19/00		H
G 0 6 K 17/00	(2006.01)	G 0 6 K 17/00		L
		G 0 6 K 17/00		F

Fターム(参考) 5B058 CA17 CA24 KA02 KA06 KA24 YA20

专利名称(译)	体温测定装置		
公开(公告)号	JP2010197254A	公开(公告)日	2010-09-09
申请号	JP2009043250	申请日	2009-02-26
[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	中尾浩治 小澤仁		
发明人	中尾 浩治 小澤 仁		
IPC分类号	G01K7/00 A61B5/01 A61B5/00 G01K1/02 G06K19/00 G06K19/07 G06K17/00		
CPC分类号	G01K13/002 G01K1/024		
FI分类号	G01K7/00.341.D A61B5/00.101.E A61B5/00.102.C G01K1/02.E G06K19/00.Q G06K19/00.H G06K17/00.L G06K17/00.F A61B5/01.100 G06K19/07.160 G06K19/07.180 G06K19/077.112 G06K19/077.176 G06K19/077.228 G06K19/077.272		
F-TERM分类号	2F056/AE03 2F056/AE07 2F056/HD01 2F056/HD02 2F056/HD03 2F056/HD04 2F056/HD06 2F056/HD07 4C117/XA01 4C117/XB04 4C117/XC15 4C117/XC19 4C117/XC26 4C117/XE23 4C117/XE52 4C117/XE62 4C117/XE64 4C117/XH02 5B035/AA11 5B035/BA06 5B035/BB09 5B035/CA01 5B035/CA23 5B035/CA31 5B058/CA17 5B058/CA24 5B058/KA02 5B058/KA06 5B058/KA24 5B058/YA20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决传统监视系统中通信范围不长（宽）的问题，因为天线的尺寸有限，因为包含用于执行向外部发送和从外部接收的天线部分在IC标签（RFID）中，因此能够与外部通信的范围也受到限制。
 ŽSOLUTION：天线未安装在IC标签中，而是安装在卷发器中。因此，天线的尺寸变大，结果，以很小的功耗进行发送和接收。此外，通信范围比天线安装在IC标签中的系统的通信范围更长（更宽）。Ž

