

(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2005-106556
(P2005-106556A)

(43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
GO 1 K 1/02	GO 1 K 1/02 E	2 F O 5 6
A 6 1 B 5/00	GO 1 K 1/02 R	2 F O 7 3
GO 1 K 7/00	A 6 1 B 5/00 1 O 1 E	
GO 8 C 17/00	A 6 1 B 5/00 1 O 2 C	
GO 8 C 19/00	GO 1 K 7/00 3 4 1 D	
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 16 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2003-338860 (P2003-338860)	(71) 出願人	000001889
(22) 出願日	平成15年9月29日 (2003. 9. 29)		三洋電機株式会社
			大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号
		(74) 代理人	100111383
			弁理士 芝野 正雅
		(72) 発明者	中澤 務
			大阪府守口市京阪本通2丁目5番5号 三洋電機株式会社内
		Fターム(参考)	2F056 AE00 AE07 HD02 HD10
			2F073 AA02 AA03 AA19 AA34 AB02
			AB12 BB01 BC02 CC03 CC12
			CC15 CD11 EE11 FG02 GG01
			GG04 GG08 GG09

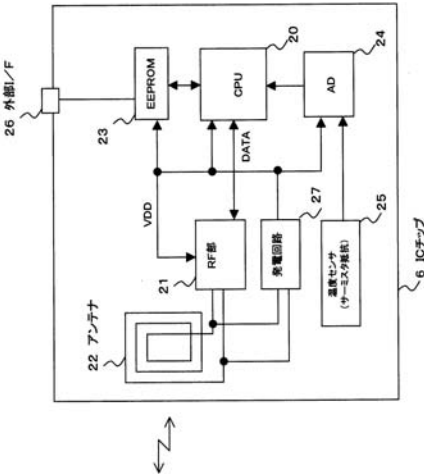
(54) 【発明の名称】 温度測定送信装置

(57) 【要約】

【課題】電子式体温計は検温時間の短縮のため、予測型が主流であり、最終的に安定する平衡温を推測するため、肌に密着させないと誤差の影響が大きい。体温計に求められる高い検温精度を実現し、測定時間を短くする。

【解決手段】粘着パッドの内部I Cチップ6に、電波を受信するアンテナ22と、アンテナで受信した電波を整流することで自励発電する発電回路27と、温度変化により抵抗値が変化する温度センサ25と、無線出力するRF部21とを備えたことにより、身体との密着性を高め、正確かつ短時間で測定を可能にする温度測定送信装置となる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電波を受信するアンテナと、アンテナで受信した電波を整流することで自励発電する発電回路と、温度変化により抵抗値が変化する温度センサと、前記発電回路から電源電圧を供給され、前記温度センサからの温度情報を無線出力する無線出力回路とを備えたことを特徴とする温度測定送信装置。

【請求項 2】

請求項 1 の温度測定装置において、

前記温度センサからのアナログ信号をデジタル信号に変換する A / D コンバータを持ち、デジタル信号で温度情報を無線出力することを特徴とする温度測定送信装置。

10

【請求項 3】

電源となる電池と、温度変化により抵抗値が変化する温度センサと、前記電池から電源電圧を供給され、前記温度センサからの温度情報を無線出力する無線出力回路とを備えたことを特徴とする温度測定送信装置。

【請求項 4】

請求項 3 の温度測定送信装置において、

前記温度センサからのアナログ信号をデジタル信号に変換する A / D コンバータを持ち、デジタル信号で温度情報を無線出力することを特徴とする温度測定送信装置。

【請求項 5】

メモリを備え、自身の識別コードを前記メモリに記憶し、自身の識別コードを前記温度情報に合わせて、無線出力することを特徴とする請求項 1 又は、請求項 3 の温度測定送信装置。

20

【請求項 6】

メモリを備え、自身の識別コードを前記メモリに記憶し、自身の識別コードを前記温度情報に合わせて、無線出力し、前記メモリは書き換え可能であることを特徴とする請求項 1 又は、請求項 3 の温度測定送信装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被測温者の体温測定を正確かつ容易に行い、測温者の負荷を軽減可能な温度測定送信装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生命の維持に直結する体温、心拍、呼吸、血圧などは、特に総称して生命徴候（バイタルサイン）と呼ばれ、生命徴候が一定の値（正常値）で安定していれば、生命の制御がうまく働いていると見なされ、逆に不安定ならば、正常な健康状態でないことが分かる。従って、病院では、日常的に入院患者の体温を測定する必要性がある。

40

【0003】

水銀式又は、電子式体温計のいずれかを使用して、予め決められた時間に看護師が巡回し、入院患者に体温計を配布し、入院患者自らがわきの下に密着し、一定時間後に看護師が巡回して各入院患者から体温計を回収し、測温結果を読み取り、記録簿に記入していく。更に、入院患者のすべて回った後、回収した体温計をすべて消毒し、前期記録簿に記入した測温結果をパソコンにインプットして行く必要がある。

【特許文献 1】特開平 11 - 113856 号公報

【特許文献 2】特表 2002 - 512829 号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

しかしながら、上記背景技術には以下のような問題が発生した。

【0005】

ほとんどの病院では、入院患者の健康状態を逐一確認するため、朝、昼、晩の1日に3回検温する。通常、入院患者全員に体温測定を行い、温度データを取り、それを記録する。

【0006】

体温に用いられる水銀式は、検温に非常に多くの時間を費やす必要があり、又、電子式体温計は検温時間の短縮のため、予測型が主流であり、最終的に安定する平衡温を推測するため、肌に密着させないと誤差の影響が大きい。 10

【0007】

記録する作業は、氏名、体温、日時（時間）の順で、記録用紙に、鉛筆などを使用して、患者全員のデータを正確に記録しなくてはならない。検温する作業に、この記録する作業が同時に加わり、測温者の看護師にとって、煩雑な作業となっている。また、同時に被測温者の入院患者にとっても、負荷のかかる作業になっている。

【0008】

測温作業以外にも記録する作業として、患者毎に、1日3回記録した体温について、履歴として電氣的なデータとしてパソコン保存したり、時間的な体温の変化をグラフ表示させたりするためには、看護師が測温データをキーボード入力する必要があり、時間がかかる作業であり、看護師の負荷を増加させる。 20

【課題を解決するための手段】**【0009】**

本発明は、以上のような問題に鑑みて成されたものであり、電波を受信するアンテナと、アンテナで受信した電波を整流することで自励発電する発電回路と、温度変化により抵抗値が変化する温度センサと、前記発電回路から電源を供給され、前記温度センサからの温度変化信号を無線出力する無線出力回路と、を備えたことを特徴としている。

【0010】

また、前記送信回路は、前記温度センサからアナログ出力をデジタルデータに変換するA/Dコンバータを持ち、デジタルで無線出力することを特徴とする。また、電源となる電池と、温度変化により抵抗値が変化する温度センサと、無線出力する回路とを備えたことを特徴とする。また、前記送信回路は、自身の識別コードを発生することを特徴とする。また、前記送信回路は、メモリを装備し、識別コードを前記メモリに記憶し、前記メモリは書き換え可能であることを特徴とする。 30

【発明の効果】**【0011】**

上述の如く、本発明によれば、電波を受信するアンテナと、アンテナで受信した電波を整流することで自励発電する発電回路と、温度変化により抵抗値が変化する温度センサと、前記発電回路から電源電圧を供給され、前記温度センサからの温度情報を無線出力する無線出力回路とを備えたことで、身体との密着性を高め、常に検温を正確かつ、短時間で測定でき、無線送信することを可能にし、検温の負荷を軽減することが可能になる。 40

【発明を実施するための最良の形態】**【0012】**

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について、説明する。

【0013】

図1は、本発明の温度測定送信装置を示すブロック図であり、図3の粘着パッド1に内蔵されたICチップ6の詳細を示している。

粘着パッド1に内蔵されたICチップ6において、20は制御を行うCPU、21はRF部、22はアンテナ、23は識別IDコードおよび、プログラムが収納されたEEPROM、24はA/Dコンバータ（以下A/Dと言う）、25はサーミスタ抵抗からなる温度セ 50

ンサ、26はEEPROM23内に記憶された識別IDコードを書き換える外部I/F、27はアンテナ22で受けた電波を整流することで電源電圧を発電する機能を備える発電回路である。

【0014】

図2は、図1の温度測定送信装置及び、図3のリーダ2と組み合わせて用いる場合を示すブロック図である。

【0015】

リーダ2において、10はリーダの制御を行う中央演算装置（以下CPUと言う）、11はパソコン4とデータをやり取りする外部インターフェイス（以下、外部I/Fと言う）、12はリーダの操作スイッチ、13はリーダの液晶表示部、14はシステムCLKおよび時計機能に用いられる発振子、15は受信したデータを一時保存するメモリ、16は共振回路を含むRFドライバ、17はRF受信回路、18はアンテナである。

10

【0016】

図3は、本発明の実施形態を示すシステム図であり、1は人の表皮に張られる粘着パッド、2はICチップからデータを読み取り保管するリーダ、3はパソコンとデータ通信を行う充電機能付きのソケット、4はシステム全体の制御を司るパーソナルコンピュータ（以下、パソコンと言う）、5はソケット3とパソコン4を接続するケーブル、6は粘着パッドに含まれるICチップである。

【0017】

図1は実施例の詳細を示すブロック図であり、ソケット3から、リーダ2を取り出し、測温者の近くで、操作スイッチ12をオンすることで、リーダ2のアンテナ18から10mW程度の微弱無線を出力し、人の表皮に張られた粘着パッド1は、このRFキャリアを受信し、前記RFキャリアを整流し、電源電圧VDDを自励発電する。粘着パッド1には、前記VDDにより駆動することが出来るICチップ6を内蔵しており、ICチップ内の温度センサにより、被測温者の体温を測定する。

20

【0018】

なお、実施例では、電波を受けることで自励発電する発電回路を装備しているが、代わりに、電池を内蔵しても良い。

【0019】

測定した被測温者の体温データと前記ICチップ内のEEPROMに記録された被測温者識別データを合わせて、前記ICチップ内のRF部を通じて、アンテナから、前記の被測温者識別データおよび、被測温者の体温データを無線出力する。

30

【0020】

前記無線出力を受信する手段を備える前記リーダにおいて、前記無線出力を受信し、無線データをデジタルデータに変換し、前記デジタルデータに変換された体温データに、更に時間データを付加し、前記リーダ内の記録手段であるメモリに記録される。

【0021】

前記体温データを識別して、その結果がある温度以上の時は、アラームを鳴らし、注意を喚起しても良い。

【0022】

前記のメモリに記録された体温データ及び時間データは、ソケットに接続されたケーブルを用いて、パソコンに送信され、パソコン内に装備されているハードディスクに保管され、一連の測定、記録、保管の作業は終了する。

40

【0023】

温度センサ25は、粘着パッド内で肌に密着されており、通常の予測型と異なり、長時間、肌に密着している。推測する時間も必要とせずに、本当の体温を測定することが出来る。従って、測定による誤差が少ない。

【0024】

以下、図2の動作を図4のフローチャートに基づき説明する。

【0025】

50

まず、リーダ 2 の操作スイッチ 1 2 を粘着パッド 1 の近くで ON し、リーダ 2 の RF ドライバ 1 6 において発生した共振波形をアンテナ 1 8 より、10 mW 程度の微弱無線を出力する（ステップ S 1）。

【0026】

一方、微弱無線の出力を受けた IC チップ 6 の RF 部ではキャリアを整流して電源電圧 VDD を自励発電し、自励発電された VDD を IC チップ 6 全体に供給する（ステップ S 2）。

【0027】

温度センサ 2 5 は人の体温によって敏感に変化するサーミスタからなり、サーミスタの抵抗値を電圧変換し A/D 2 4 に送り、A/D 2 4 はアナログ値である電圧レベルをデジタル値に変換し、前期のデジタル値を CPU 2 0 へ出力する（ステップ S 3）。 10

【0028】

CPU 2 0 は、前記デジタル値のデータを得て、CPU 2 0 のレジスタに一時保持し、CPU 2 0 は、前記の内部レジスタに一時保持したデータおよび、予め用意されている EEPROM 内にある識別 ID コードを付けて、RF 部 2 1 へデジタルデータを出力する（ステップ S 4）。

【0029】

RF 部 2 1 は、前期デジタルデータを無線データに変換し、アンテナ 2 2 より無線出力する。（ステップ S 5）

引き続き、リーダ 2 は、アンテナ 1 8 を通じて RF 受信回路 1 7 において、IC チップ 6 からのデータを受信し、RF 受信回路 1 7 は、データをデジタル値に変換し、CPU 1 0 へ出力する（ステップ S 6）。 20

【0030】

CPU 1 0 では、前記のデジタル値に、現在の時刻情報を付加し、メモリ 1 5 に保存する（ステップ S 7）。

【0031】

これで被測温者 1 人の検温から記録が終了し、非測温者が全て終了したか否かが判定される（ステップ S 8）。

【0032】

すべての被測温者の検温が終了した場合には、測温作業は終了とし、終了していない場合には、S 1 に戻り、次の被測温者の測定を行い、残りの被測温者の人数分 S 1 ~ S 8 を繰り返すことになる。 30

【0033】

図 5 は、図 3 のリーダ 2 とパソコン 4 の詳細を示すブロック図であり、10 ~ 18 は、図 3 と同一の回路については、同一符号を付し、説明を省略する。30 はオペレーションシステム（以下、OS という）を実行することが出来る CPU、31 はアプリケーションのソフトおよび、リーダ 1 からのデータを保存するハードディスク（以下 HDD という）、32 は内部バスに接続可能な例えば、USB ポートのような外部 I/F、33 は LCD コントローラ、34 は液晶モニタ、35 はシリアル I/F、36 はシリアル I/F 35 に接続されるキーボード、37 はシリアル I/F、38 はシリアル I/F 37 に接続される 40
マウスである。

【0034】

すべての被測温者の測定が終了すると、リーダ 2 をソケット 3 に入れ、リーダ 2 では、外部 I/F 1 1 よりメモリ 1 5 に保存されたデータを送信し、前記の保存されたデータは、ケーブル 5 を通じてパソコン 4 へ転送され、前記パソコン 4 はデータを外部 I/F 3 2 で受信し、HDD 3 1 に送られ、HDD 3 1 において、記録されたデータ（被測温者の識別 ID データ、体温データ、測定日時データ）は保存される。

【0035】

また、実施例では、ケーブルによる有線通信の例を示したが、無線通信により、パソコン 4 に転送しても良い。

【 0 0 3 6 】

図 6 は、前期 H D D 3 1 に記録されたデータであり、被測温者毎に、識別 I D データ、体温データ、測定日時データの順で保存され、データベースとなっている。

【 0 0 3 7 】

さらに、C P U 3 0 で動作するアプリケーションソフトを用いて、前期データベースに保存されたデータを活用することができる。

【 0 0 3 8 】

例えば、図 7 は、前期データベースを有効に活用の一例であり、個人毎に過去の履歴を、1 日間、3 日間、1 週間などの単位でグラフ表示することで、患者の状態の把握するのに役立てることが出来、測定したデータの有効活用が出来る。

10

【 0 0 3 9 】

図 8 は、本発明の他の実施形態を示す構成図であり、図 8 の実施形態において、図 2 と異なる点は、I C チップ内蔵の粘着パッド 1 内の E E P R O M 2 3 を書き換える識別 I D 書き換えテーブル 7 および、パソコン 4 と識別 I D 書き換えテーブル 7 を接続するケーブル 8 を設けた点である。図 2 と同一の回路については、同一符合を付し、説明を省略する。

【 0 0 4 0 】

パソコン 4 と識別 I D 書き換えテーブル 7 は、ケーブル 8 によって接続され、パソコン 4 を用いて、I C チップ 1 内の E E P R O M 2 3 を容易に書き換えることができる。

【 0 0 4 1 】

識別 I D 書き換えテーブル 7 には、粘着パッド内の E E P R O M 2 3 を書き換えるために、接続される端子を持ち、前記の端子を用いて、前記 E E P R O M 2 3 の内容を書き換えることが可能になる。

20

【 0 0 4 2 】

図 9 は、図 8 の図 2 のリーダ 2 とパソコン 4 と識別 I D 書き換えテーブル 7 の詳細を示すブロック図であり、図 2 と同一の回路については、同一符合を付し、説明を省略する。

【 0 0 4 3 】

粘着パッド 1 において追加された点は、E E P R O M 2 3 を書き換え可能にする外部 I / F 2 6 を追加したことであり、パソコン 4 において追加された点は、外部 I / F 3 9 を追加し、粘着パッド 1 とデータ通信を可能にしたことである。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 4 4 】

【図 1】本発明の温度測定送信装置を示すブロック図である。

【図 2】本発明の温度測定送信装置を含むブロック図である。

【図 3】本発明の温度測定送信装置を示すシステム図である。

【図 4】本発明の実施形態を示すフローチャートである。

【図 5】本発明の実施形態を示すブロック図である。

【図 6】本発明の実施形態において、記録されたデータの一例を示す図である。

【図 7】本発明の実施形態において、アプリケーションの一例を示す図である。

【図 8】本発明の他の実施形態を示すシステム図である。

【図 9】本発明の他の実施形態を示すブロック図である。

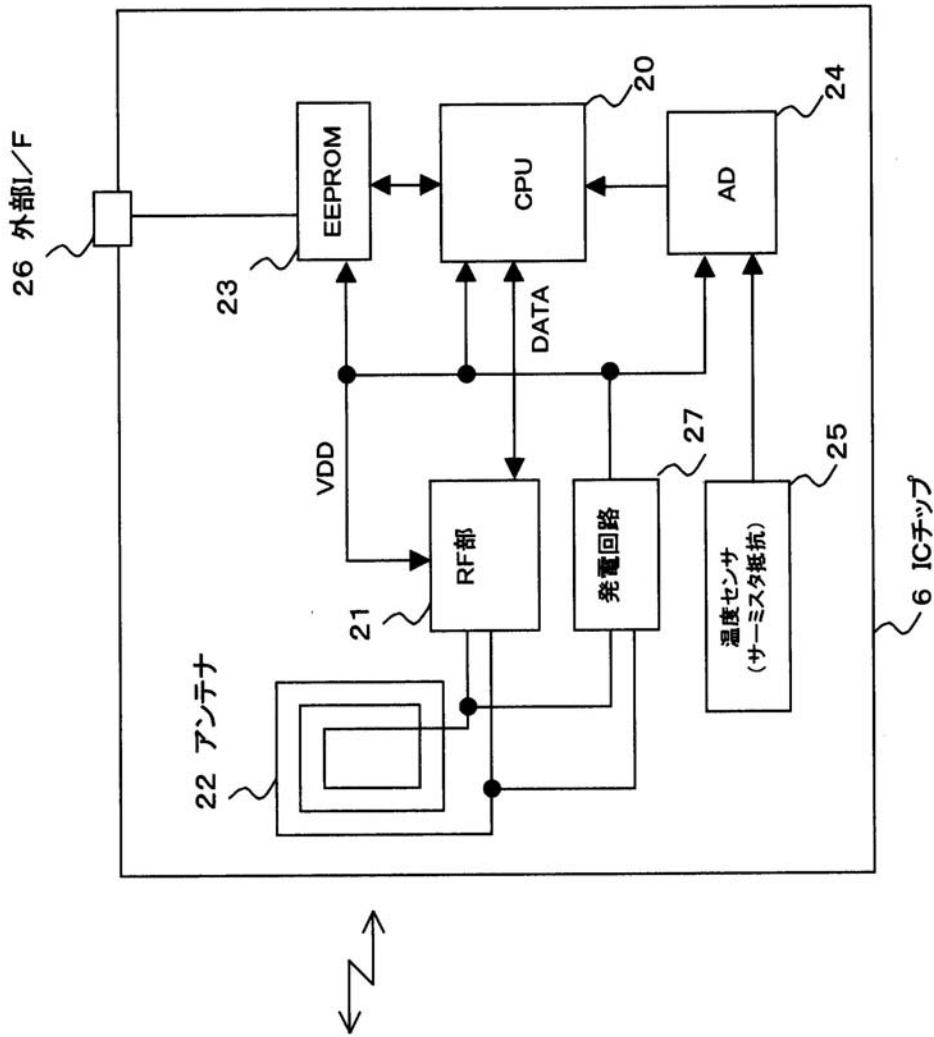
40

【 符号の説明 】

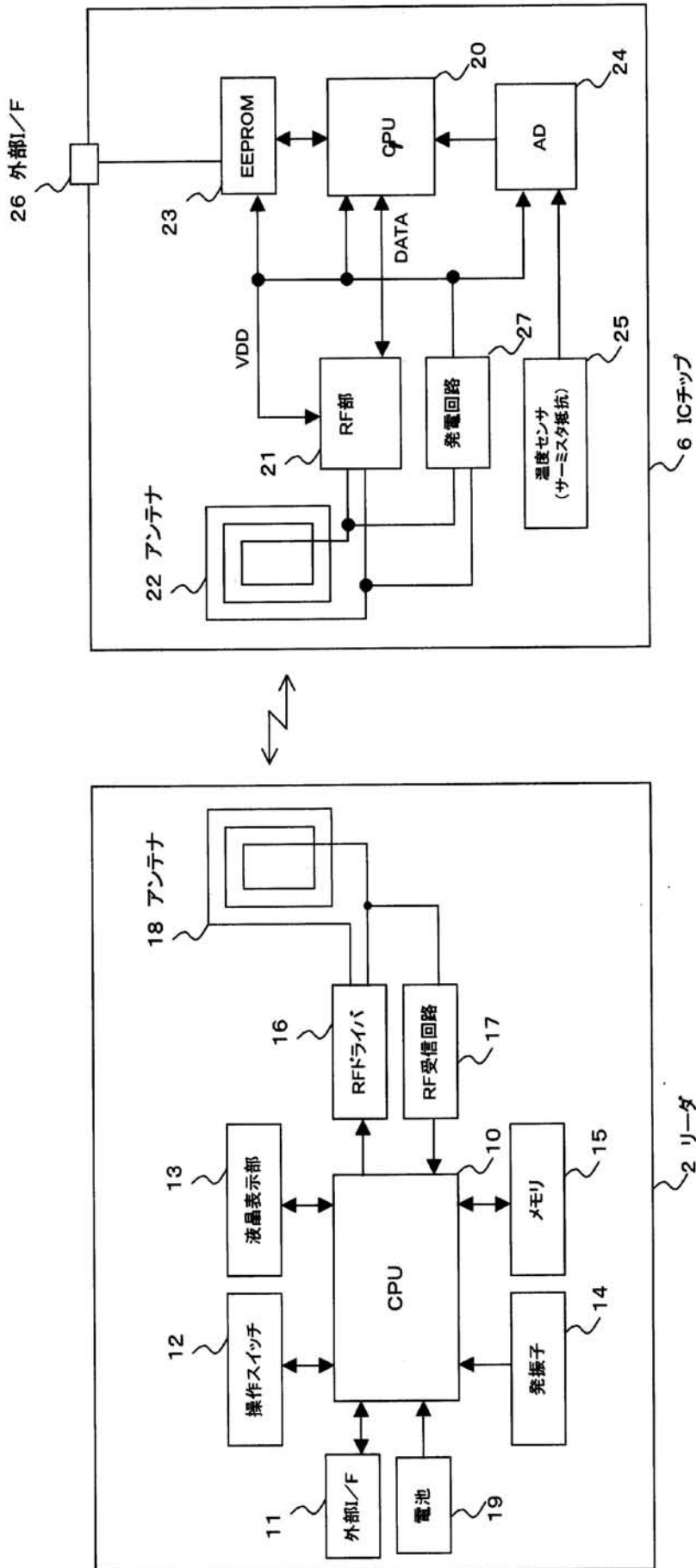
【 0 0 4 5 】

- 1 粘着パッド、 2 リーダ、 3 ソケット、 4 パソコン、 5 ケーブル、
6 I C チップ、 7 識別 I D コード書き換えテーブル、 8 ケーブル。

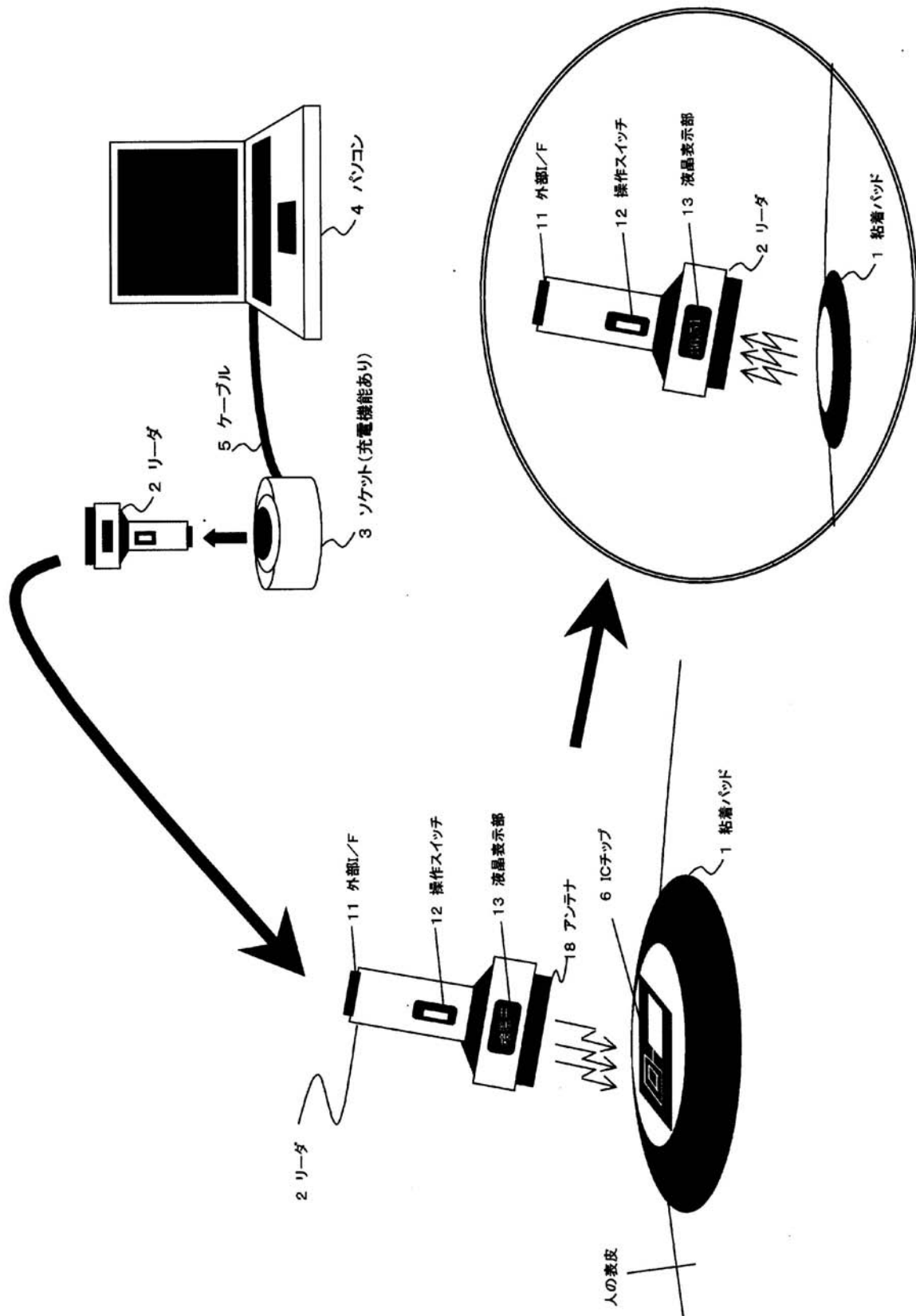
【図 1】



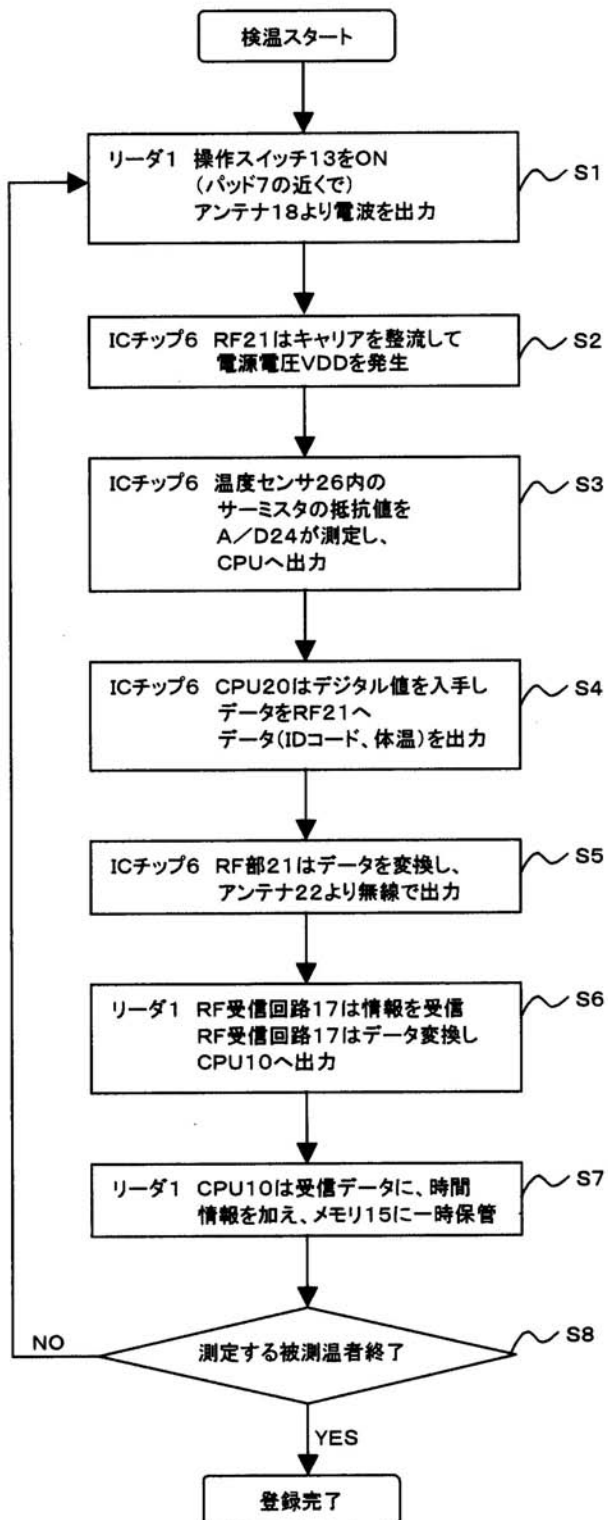
【図 2】



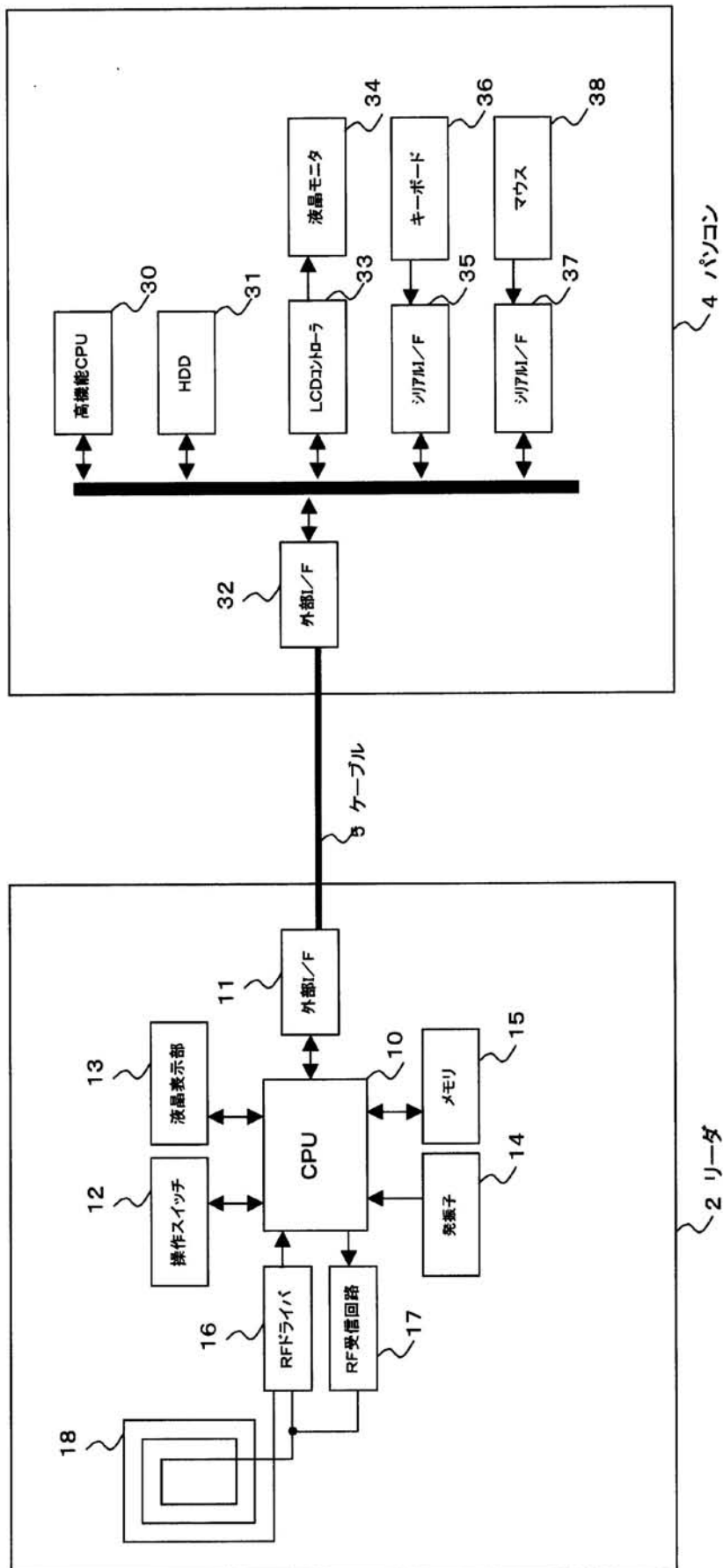
【図 3】



【 図 4 】



【図 5】



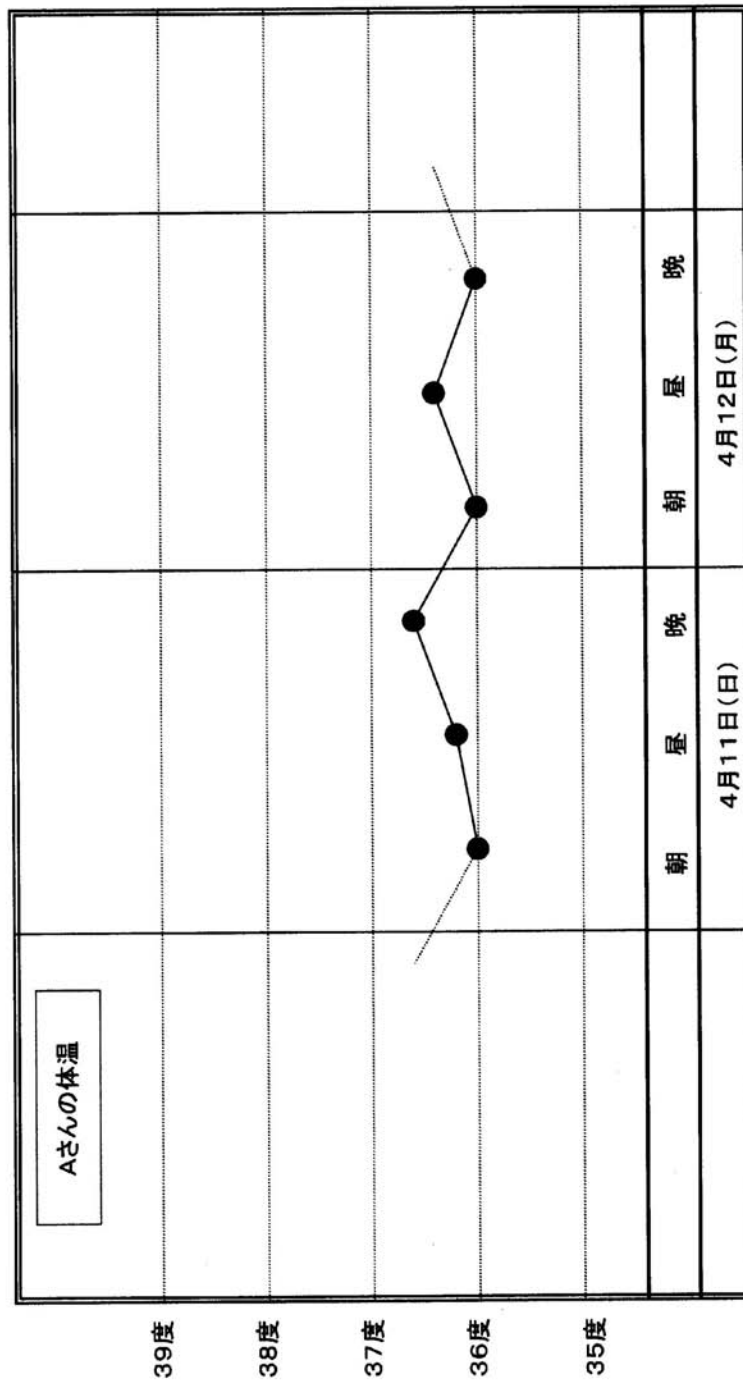
【図 6】

アドレス	ID(Code)	温度(℃)	時間(日時)
0000h	0001	36.00	6:00(2002.04.11)
0004h	0002	37.02	6:00(2002.04.11)
0008h	0003	37.10	6:00(2002.04.11)
000Ch	0004	36.10	6:00(2002.04.11)
0010h	0005	35.91	6:00(2002.04.11)
0014h	0001	36.20	12:00(2002.04.11)
0018h	0002	36.80	12:00(2002.04.11)
001Ch	0003	38.21	12:00(2002.04.11)
0020h	0004	36.12	12:00(2002.04.11)
0024h	0005	36.71	12:00(2002.04.11)
0028h	0001	36.60	18:00(2002.04.11)
...	0002		
...	0003		
...	0004		
...	0005		
...			
...			

【図 7】

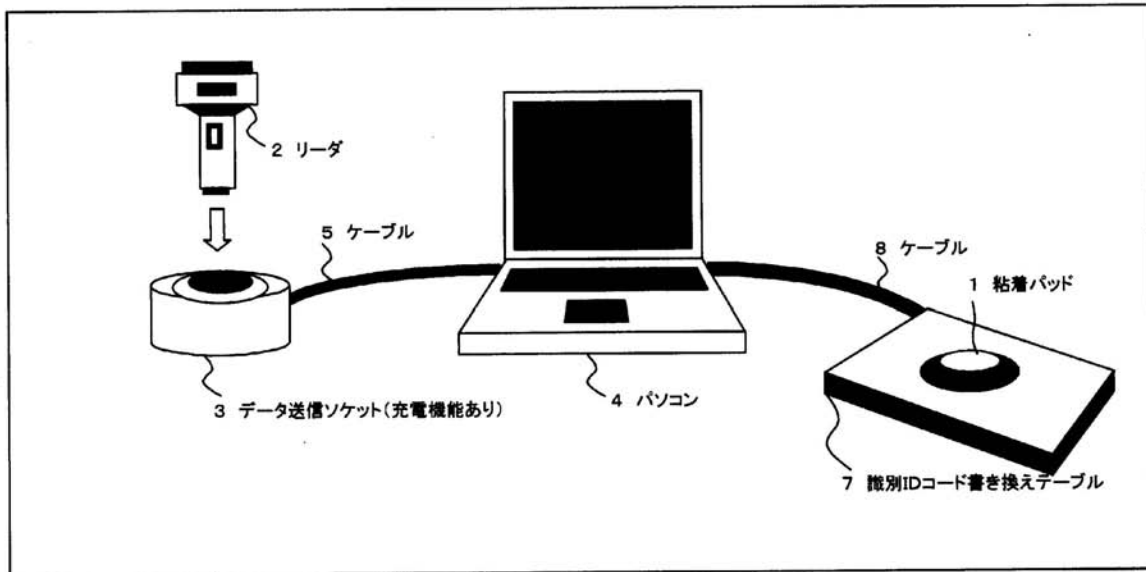
		4月11日(日)			4月12日(月)			
		朝	昼	晩	朝	昼	晩	
Aさん		36.00	36.20	36.60	36.01	36.40	36.02	
Bさん		37.02	36.80	36.11	37.00	37.80	37.10	
Cさん		37.10	38.21	38.01	38.20	38.20	38.10	
Dさん		36.10	36.12	36.15	36.10	36.10	36.10	
Eさん		...	...	...	...	...	...	

(a)

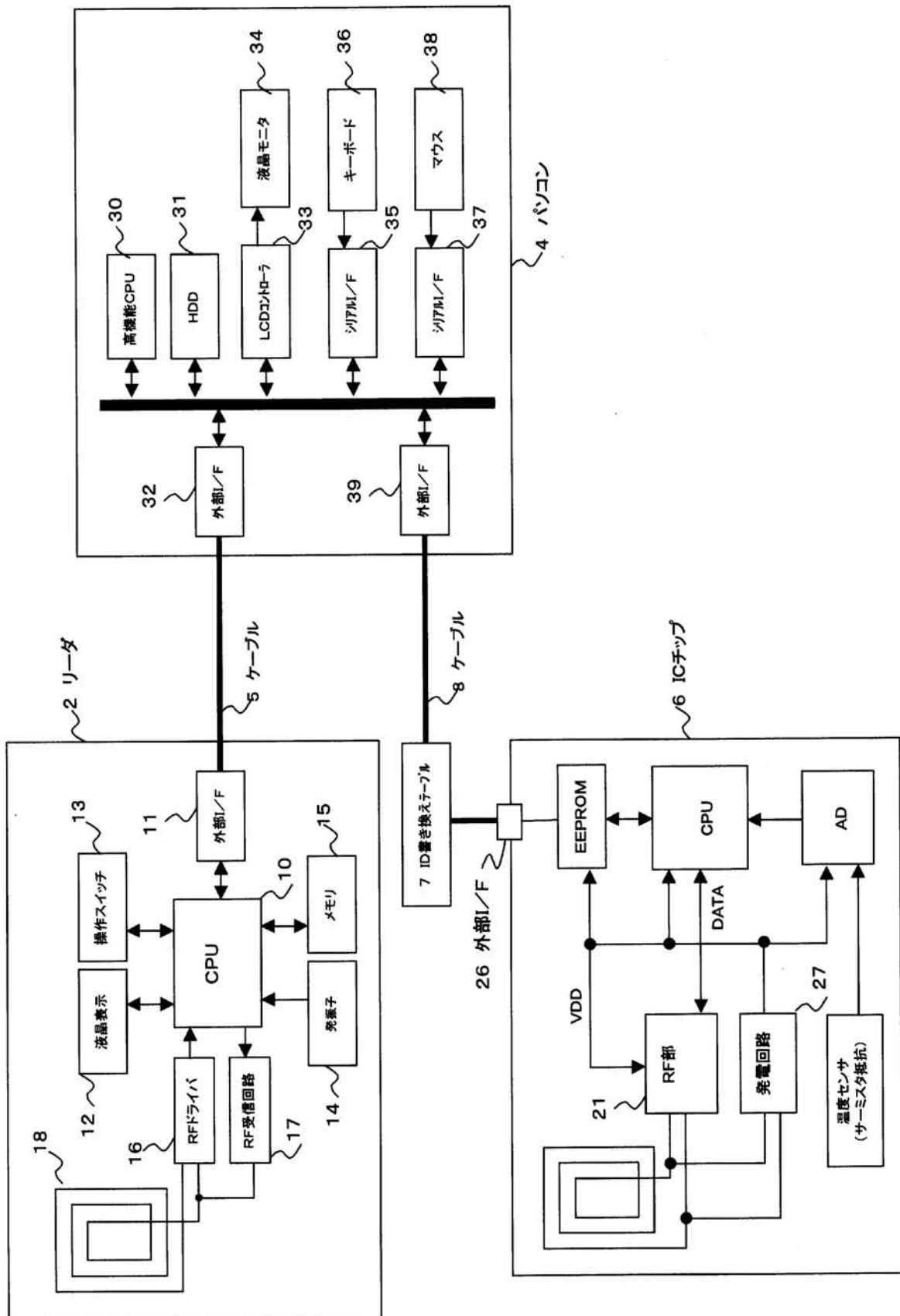


(b)

【 図 8 】



【図 9】



フロントページの続き(51) Int.Cl.⁷

F I

テーマコード (参考)

G 0 8 C 19/00

V

G 0 8 C 17/00

A

专利名称(译)	温度测量变送器		
公开(公告)号	JP2005106556A	公开(公告)日	2005-04-21
申请号	JP2003338860	申请日	2003-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	三洋电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三洋电机株式会社		
[标]发明人	中澤務		
发明人	中澤 務		
IPC分类号	G01K1/02 A61B5/00 A61B5/01 G01K7/00 G08C17/00 G08C19/00		
CPC分类号	A61B5/0008 A61B5/01 A61B2562/0271 A61B2562/08 G01K13/002		
FI分类号	G01K1/02.E G01K1/02.R A61B5/00.101.E A61B5/00.102.C G01K7/00.341.D G08C19/00.V G08C17/00.A A61B5/01.100		
F-TERM分类号	2F056/AE00 2F056/AE07 2F056/HD02 2F056/HD10 2F073/AA02 2F073/AA03 2F073/AA19 2F073/AA34 2F073/AB02 2F073/AB12 2F073/BB01 2F073/BC02 2F073/CC03 2F073/CC12 2F073/CC15 2F073/CD11 2F073/EE11 2F073/FG02 2F073/GG01 2F073/GG04 2F073/GG08 2F073/GG09 4C117/XA07 4C117/XB01 4C117/XC14 4C117/XC15 4C117/XC19 4C117/XE23 4C117/XF01 4C117/XF03 4C117/XG01 4C117/XG19 4C117/XH02 4C117/XH12 4C117/XJ05 4C117/XJ24 4C117/XJ27 4C117/XJ46 4C117/XJ52 4C117/XM01 4C117/XM04 4C117/XN07 4C117/XQ12 4C117/XQ18		
代理人(译)	柴野Seimiyabi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了实现温度计所需的高温测量精度，缩短测量时间，温度测量变送器能够准确，容易地测量温度测量人员的体温，并且能够减少温度测量变送器的温度。温度测量人员的负担。ŽSOLUTION：该温度测量变送器具有用于接收无线电波的天线22，用于通过整流由天线接收的无线电波进行自激发电的发电电路27，温度传感器25，其电阻值为通过温度变化和用于无线电输出的RF部分21在粘合垫的内部IC芯片6中改变，并且与主体的紧密接触特性得到增强，从而允许在短时间进行精确测量。这种方式解决了当电子体温计没有与身体皮肤紧密接触时误差影响很大的麻烦，因为电子体温计主要是预测类型以缩短温度检测时间，并且因为最终其中估计稳定的平衡温度。Ž

