(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5243301号
(P5243301)
(45)発行日　平成25年7月24日(2013.7.24)　(24)登録日　平成25年4月12日(2013.4.12)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/00 (2006.01)　A61B 5/00 102C

請求項の数 6　(全 16 頁)

(21)出願番号　特願2009-43257(P2009-43257)
(22)出願日　平成21年2月26日(2009.2.26)
(65)公開番号　特開2010-194133(P2010-194133A)
(43)公開日　平成22年9月9日(2010.9.9)
審査請求日　平成24年2月24日(2012.2.24)

(73)特許権者　000109543
テルモ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目４４番１号
(74)代理人　100076428
弁理士　大塚　康徳
(74)代理人　100112508
弁理士　高柳　司郎
(74)代理人　100115071
弁理士　大塚　康弘
(74)代理人　100116894
弁理士　木村　秀二
(74)代理人　100130409
弁理士　下山　治
(74)代理人　100134186
弁理士　川畑　洋平

最終頁に続く

(54)【発明の名称】生体動態測定装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検者に装着される装着体と、該装着体に配され、該被検者の生体動態を測定する測定部とを備える生体動態測定装置であって、
前記装着体は、
前記被検者に装着した状態で、前記被検者の測定部位に接触する凸状の接触面と、
前記被検者の測定部位を含む装着部位全体の外周面を把持するよう、前記接触面の側面から延びる２つの把持曲面を有しており、かつ、該２つの把持曲面が径方向に弾性変形することで、該装着部位の径に応じて拡径可能である巻き付け部と、を備え、
前記巻き付け部が有する２つの把持曲面は、それぞれ、前記接触面の長手方向に沿って曲率が大きくなるように構成されており、
前記測定部は、
前記巻き付け部に配され、外部からの送信された電磁波を受信するアンテナ部と、
前記接触面に配され、前記アンテナ部が電磁波を受信することで発生した誘導起電力により起動する制御部により制御される感温部を含むＩＣタグ部と、を備え、
前記感温部は、更に、
Ｐ型とＮ型の２種類の半導体が結合され、該２種類の半導体の結合部に電流を流した場合のバンドギャップ電圧を検出する半導体温度センサが、２個以上並列に接続された検出部と、
前記検出部により検出されるバンドギャップ電圧を校正するための校正データを記憶

する記憶部と、を備え、
前記制御部の起動に伴って、前記検出部により検出されたバンドギャップ電圧を、前記校正データとともに、前記アンテナ部を介して送信するよう構成されていることを特徴とする生体動態測定装置。
【請求項２】
前記アンテナ部は、前記把持曲面において、曲率の大きい領域に配されていることを特徴とする請求項１に記載の生体動態測定装置。
【請求項３】
前記２つの把持曲面には、それぞれ、雄型面ファスナと雌型面ファスナが取り付けられていることを特徴とする請求項１または２に記載の生体動態測定装置。
【請求項４】
前記ＩＣタグ部は、更に、前記被検者の体表面の湿度を測定する湿度検出部と、前記被検者の体動を検出する体動検出部を備えることを特徴とする請求項１乃至３のいずれか１項に記載の生体動態測定装置。
【請求項５】
前記検出部は、前記半導体温度センサを６～１０個備え、前記各半導体温度センサの結合部におけるバンドギャップ電圧の平均値を検出することを特徴とする請求項１乃至４のいずれか１項に記載の生体動態測定装置。
【請求項６】
前記制御部は、前記アンテナ部における誘導起電力の発生に伴って温度上昇があった場合に、前記制御部の起動に伴う制御を停止することを特徴とする請求項１乃至５のいずれか１項に記載の生体動態測定装置。
【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／監視ができる生体動態測定装置に関し、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、体温及び体動・体位情報、発汗情報が無線で所定間隔で送信される生体動態測定装置に関する。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生体動態測定装置に関する。
【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、感染症等によるに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）。
【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
【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、ワンタッチ式バンドに実装することで、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。

【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）ワンタッチ式係止部を有するバンドと、該バンドの内側に設けられた半導体温度センサと体動検出手段と湿度センサを含むＲＦＩＤと、該バンドに実装された所定以上の大きさのアンテナからなる生体動態測定部と、該半導体温度センサで測定された体温と該体動検出手段で測定された体動情報と該湿度センサで測定された発汗情報を無線で読取る読取部と、該体温と該体動情報と該発汗情報を表示する表示部を備えた本体部と、からなることを特徴とする生体動態測定装置である。このように、アンテナをＩＣタグ（ＲＦＩＤ）内に搭載せず、バンドに実装することで、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。

【０００８】

（２）前記ワンタッチ式係止部は、雄型面ファスナと雌型面ファスナであることを特徴とする上記（１）記載の生体動態測定装置である。このように、ワンタッチ式係止部が雄型面ファスナと雌型面ファスナであることで、装着を容易にするだけでなく、装着を確実なものにすることができる。

【０００９】

（３）前記ワンタッチ式係止部は、バックルであることを特徴とする上記（１）記載の生体動態測定装置である。このように、ワンタッチ式係止部がバックルであることで、装着を容易にするだけでなく、装着を確実なものにすることができる。

【００１０】

（４）前記体動検出手段は加速度センサであることを特徴とする上記（１）から（３）の何れかに記載の生体動態測定装置である。　このように、体動検出手段に加速度センサを用いることで、小型化・ＩＣタグとの一体化が可能である。

【００１１】

（５）前記バンドは可撓性を有するバンドであることを特徴とする上記（１）から（４）の何れかに記載の生体動態測定装置である。このように、バンドが可撓性を有するバンドであることで、装着を容易にするだけでなく、バンドの測定部位への密着性も向上することができる。

【００１２】

（６）前記バンドは前記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）から（５）の何れかに記載の生体動態測定装置である。このように、ＲＦＩＤ（ＩＣタグ）とアンテナを、バンドから取外可能にすることで、バンドの交換や、ＲＦＩＤ（ＩＣタグ）やアンテナの変更が可能である。

【００１３】

（７）前記バンドは扇形状であることを特徴とする上記（１）から（６）の何れかに記載の生体動態測定装置である。このように、バンドが扇形状であることで、装着を容易に

するだけでなく、バンドの測定部位への密着性も向上することができる。
【００１４】
（８）前記ＲＦＩＤ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（７）の何れかに記載の生体動態測定装置である。このように、ＲＦＩＤ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。
【発明の効果】
【００１５】
本発明によれば、バンド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ＩＣ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、体温及び体動・体位情報、発汗情報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や異変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】
【００１６】
【図１】本発明の一実施形態に係る生体動態測定部１００と、乳幼児Ｐに装着した状態の生体動態測定部１００を示す図である。
【図２】アンテナ２２０とＩＣタグ２１０とを備える生体動態測定部１００の機能構成を示すブロック図である。
【図３】本体部３００の機能構成を示すブロック図である。
【図４】生体動態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２１１の回路構成を示す図である。
【図７】回路部２１２の回路構成を示す図である。
【図８】信号処理部３０４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。
【図９】本発明の別の実施形態に係る生体動態測定部１００を示す図である。
【図１０】本発明の別の実施形態に係る生体動態測定部１００を示す図である。
【発明を実施するための形態】
【００１７】
（実施例１）
【００１８】
図１は、本発明の一実施例を示し、乳幼児Ｐに装着した状態の生体動態測定部１００を示している。なお、生体動態測定装置における動態というのは、体温と体動・体位情報、並びに発汗情報の変動のことを指している。図１に示す生体動態測定部１００及び図３に示す本体部３００により健康管理／監視ができる生体動態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２２０及び温度センサと体動検出手段（加速度センサ）と湿度センサを有するＩＣタグ（ＲＦＩＤ）２１０を備えた生体動態測定部１００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３００に備えた外部通信部３１４から専用ＬＡＮ、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。
【００１９】
＜生体動態測定装置（生体動態測定部１００と本体部３００）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、仰臥等の状態でいる。乳幼児Ｐに対して、測定部位に装着できるバンド２００と、温度センサと体動検出手段２０６と湿度センサ２０７を有するＩＣタグ２１０とアンテナ２２０とからなる生体動態測定部１００を身体の適所、この場合大腿部に装着して乳幼児Ｐの体温測定などを

行なう。

【００２０】

バンド２００は、可撓性を有するバンドであり、可撓性を有する部位は肌と接触するので、絹、綿、麻、ナイロン、ポリエステルといった繊維や、人工皮革、不織布など衣類の素材に成り得る素材であることが好ましい。また、バンド２００は、片面に雄型面ファスナ２３０が、もう一方の面に雌型面ファスナ２４０を有しており、雄型面ファスナ２３０と雌型面ファスナ２４０とを接着することで、バンド２００は測定部位に巻きつけられる。つまり、雄型面ファスナ２３０と雌型面ファスナ２４０がワンタッチ式係止部の機能を果たしている。さらに、生体動態測定部１００を広げるとバンド２００が扇形状であることにより、上腕部や大腿部のように、テーパ形状である部位に対し、バンドを巻きつけたときの装着性が向上する。他にも、雄型面ファスナ２３０に摘み部やスリットなどを設け（不図示）、脱着を容易にしても良く、或いは雌型面ファスナ２４０のファスナ面を広く取ることで、バンドの巻く調節幅を大きく取れるようにしても良い。また、生体動態測定部１００には温度センサ（感温部２０４）と体動検出手段２０６（加速度センサ）と湿度センサ２０７を有するＩＣタグ２１０をバンド２００の内側に設けてあり、アンテナ２２０も同様に設けてある。しかし、アンテナ２２０は、バンド内部に組み込まれていても、バンドの外側に設けていてもかまわない。また、ＩＣタグ２１０の測定部位に対する接触をより確実にするため、バンド２００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。このとき、該接触面は、剛体であることが好ましく、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、環状ポリオレフィンなどのプラスチック材や、セラミックス、ステンレスなどの金属類が好ましい。上述の通り、バンド２００の材料や形状などは、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。

【００２１】

本体部３００には、体温や体動・体位情報、発汗情報などを表示する表示部３１３、ブザー等の報知手段３１６、無線によるＩＣタグ読取部３１０、入力部３１５、記憶部３１２、マイクロコンピュータなどのコントロール部（ＣＰＵ）３１１、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３１４を備えている。なお、コントロール部３１１は、コントロール部３１１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。

【００２２】

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３１５で入力し、記憶、表示できるようになっている。また、入力部３１５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ＩＣタグ２１０は、同時に体温情報の読取りが可能になる、アンチコリージョン型のＩＣタグを用いることが好ましい。なお、本体部３００の具体的な機能構成については、後述する。

【００２３】

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ＩＤと関連付けして、脈拍、呼吸、血圧、体温、体動、発汗、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。

【００２４】

＜生体動態測定部の機能構成＞

次に、生体動態測定部１００の機能構成について説明する。図２は、アンテナ２２０とＩＣタグ（ＲＦＩＤ）２１０とを備える生体動態測定部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、生体動態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。

【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。このとき、体動・体位情報と発汗情報も体温情報と同様に記憶部２０３に備えたＥＥＰＲＯＭに記憶させてもよい。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ージョン型とし、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。

【００２８】

２０６は体動検出手段であり、体動・体位情報を測定する体動検出手段２０６として、ＭＥＭＳ型の３軸加速度センサを用いることが好ましい。ＭＥＭＳ型の３軸加速度センサには、検知機構の違いで、ピエゾ抵抗型、静電容量型、熱検知型の３種類に分かれるが、どの検知機構を用いても構わない。また、体動検出手段２０６には、ＭＥＭＳ型の３軸加速度センサの他にも、体動・体位情報を得られれば良いので、３軸方向に３つ備えた傾斜センサやジャイロスコープを用いても良い。体動検出手段２０６で検出した体動・体位情報を、本体部３００の表示部３１３で表示することで、体温情報との相関だけでなく、体温情報からでは確認できなかった、寝返りや咳による体動などが確認できるようになる。

【００２９】

２０７は湿度センサであり、発汗情報を測定する湿度センサ２０７として、ＭＥＭＳ型の湿度センサを用いることが好ましく、高分子膜湿度センサやセラミック湿度センサ等が挙げられる。高分子膜湿度センサのなかでは、セルロース系の親水性高分子を乾湿材料が、吸着する水分に応じて静電容量が変化する性質を利用した、静電容量型の高分子膜湿度センサがさらに好ましく、またセラミック湿度センサのなかでは、$MgCr_2O_4$－TiO_2系セラミックス、TiO_2－V_2O_5系セラミックス等がさらに好ましい。

【００３０】

体動検出手段２０６で検出した体動・体位情報と湿度センサ２０７で検出した発汗情報を、本体部３００の表示部３１３で表示することで、体温情報と体動・体位情報、発汗情報の３種の相関だけでなく、体温情報だけでは確認できなかった、寝返りや咳による体動や、熱が下がる前の発汗（快復する予兆）、体調不良による発汗などが確認できるように

なる。

【００３１】

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。

【００３２】

また、アンテナ２２０は、バンド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、バンドを交換したいときや水気などでバンド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バンドへ入れ替え可能なように、バンド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。

【００３３】

＜本体部の機能構成＞

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。

【００３４】

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。

【００３５】

アンテナ３０１は、生体動態測定部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。

【００３６】

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。

【００３７】

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。

【００３８】

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。

【００３９】

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なったり、条件を選択したりする入力部３１５と、ブザー、バイブレータ、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。

【００４０】

＜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。

【００４１】

乳幼児Ｐに感温部２０４（温度センサ）と体動検出手段２０６と湿度センサ２０７を有するＩＣタグ（ＲＦＩＤ）２１０を含む生体動態測定部１００を、上述したように、乳幼児Ｐに対して、ＩＣタグ２１０が接触するようにバンド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などで測定開始時刻設定（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を含む生体動態測定部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１３．５６ＭＨｚの電磁波を送信（この場合、送受信距離は、１ｃｍ～１０ｃｍ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、バイブレータ、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。

【００４２】

記憶部３１２に記憶された、体温、メモ入力、体重、身長等の情報は、表示部３１３に所定期間、例えば３０日分表示される。特に、体重、身長の情報は標準値、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。また、体動・体位情報及び発汗情報も体温情報などと同様に記憶部３１２に記憶され、表示部３１３に所定期間、例えば３０日分表示されてもよい。それにより、体動・体位情報の場合、咳による発熱の予兆があったことや衰弱していく様子、また発汗情報の場合、発汗による体調不良の予兆や発汗による解熱の（快復していく）様子など、体温情報だけでは確認できなかったことが体動・体位情報や発汗情報に表れているため、確認することができる。

【００４３】

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３１４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してもよい。

【００４４】

＜生体動態測定装置における体温測定処理の流れ＞

次に、生体動態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、生体動態測定装置における体温測定処理の流れを示す図である。

【００４５】

図４に示すように、本体部３００が起動した後に、本体部３００を、生体動態測定部１

００の近傍に近づけると、所定の周波数、例えば１３．５６ＭＨｚの電磁波により、アンテナ３０１とアンテナ２２０との磁気結合により、本体部３００から生体動態測定部１００に対して電源が供給される。

【００４６】

電源が供給された生体動態測定部１００では、ＩＣタグ２１０が起動し、生体動態測定部１００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。生体動態測定部１００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２１０では、以降の処理は行わない。この場合、本体部３００では、電源供給を行ってから一定時間内に生体動態測定部１００よりデータ送信がないと判断し、表示処理として表示部３１３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３１６により報知してもよい。

【００４７】

一方、生体動態測定部１００が体温測定の精度に影響を与える状態になっていないと判定された場合には、ＩＣタグ２１０では処理を開始する。

【００４８】

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２１１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。

【００４９】

更に、回路部２１２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２０５では、電圧データを取得する。

【００５０】

取得された電圧データは、記憶部２０３に記憶された校正データ及び識別情報とともに、本体部３００に送信される。

【００５１】

本体部３００では、表示処理として生体動態測定部１００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３１２に記憶するとともに表示部３１３に表示する。なお、上述した「生体動態測定部１００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２１０やアンテナ２２０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。

【００５２】

＜半導体温度センサの説明＞

次に、センサ部２１１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２１１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（バンドギャップ電圧Ｖｂ）を検出するものである（図５の（ａ））。

【００５３】

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Ｖｂと温度とは、概ね－４０℃～＋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。

【００５４】

＜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。

【００５５】

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Ｖｃｃ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。

【００５６】

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。

【００５７】

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。

【００５８】

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Ｖｂ１、Ｖｂ２、・・・Ｖｂｎの平均値Ｖｂ_ａｖｇが出力される。

【００５９】

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Ｖｂ_ａｖｇが複数回出力されることとなる。

【００６０】

＜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。

【００６１】

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。

【００６２】

前者の系（第１の系）は、センサ部２１１より出力された電圧Ｖｂ_ａｖｇを、－４０℃～＋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Ｖｂ_ａｖｇを、２０℃～５０℃の測定レンジでＡ／Ｄコンバータ７０１に出力する。

【００６３】

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。

【００６４】

Ａ／Ｄコンバータ７０１に入力された電圧Ｖｂ_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。

【００６５】

制御回路７０２に入力されたデジタルデータは、無線インターフェイス２０２に送信される。

【００６６】

なお、センサ部２１１より電圧Ｖｂ_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７０３に一時的に格納し、制御回路７０２において、メモリ７０３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２０２に送信するようにしてもよい。

【００６７】

＜本体部における体温データ算出処理＞

次に、本体部３００の信号処理部３０４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３０４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。

【００６８】

信号処理部３０４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。

【００６９】

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８０１を全体として矢印方向に平行移動させ、グラフ８０２を得る。

【００７０】

信号処理部３０４では、生体動態測定部１００より受信した電圧データを、当該平行移動後のグラフ８０２に代入することで、体温データを導出する。

【００７１】

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８０３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。

【００７２】

信号処理部３０４では、生体動態測定部１００より受信した電圧データを、当該算出された直線８０３に代入することで、体温データを導出する。

【００７３】

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８０４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。

【００７４】

信号処理部３０４では、生体動態測定部１００より受信した電圧データを、当該算出された回帰直線８０４に代入することで、体温データを算出する。

【００７５】

以上の説明から明らかなように、本実施形態にかかる生体動態測定部１００では、アンテナを備えるバンド型の生体動態測定部１００として、半導体温度センサを適応する構成とした。

【００７６】

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。

・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。

【００７７】

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。

【００７８】

＜本発明の別の実施形態に係る生体動態測定部１００＞

（実施例２）

【００７９】

図９は、本発明の別の実施形態に係る生体動態測定部１００を示す図である。測定部位に装着できるバンド２００と、温度センサを有するＩＣタグ２１０とアンテナ２２０とか

らなる生体動態測定部１００を身体の適所に装着して体温測定を行なう。

【００８０】

バンド２００は、可撓性を有するバンドであり、可撓性を有する部位は肌と接触するので、絹、綿、麻、ナイロン、ポリエステルといった繊維や、人工皮革、不織布など衣類の素材に成り得る素材であることが好ましい。また、バンド２００はバックル２５０を有しており、バックル２５０により、ウエストポーチやシートベルトなどのベルト調整と同様に、バンド２００の長さを調整できる。図１０に示すように、バックル２５０を係止することで、バンド２００は測定部位に巻きつけられる。つまり、バックル２５０がワンタッチ式係止部の機能を果たしている。また、バックル２５０は、ワンタッチ式であり、係止を確実にするものであれば、形状・材質などは何でも構わないが、剛体であることが好ましく、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、環状ポリオレフィンなどのプラスチック材や、セラミックス、ステンレスなどの金属類が好ましい。

【００８１】

以上のような、実施形態でも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。

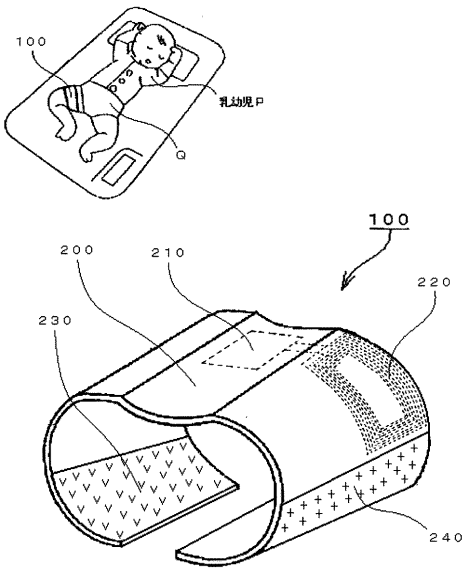
【符号の説明】

【００８２】

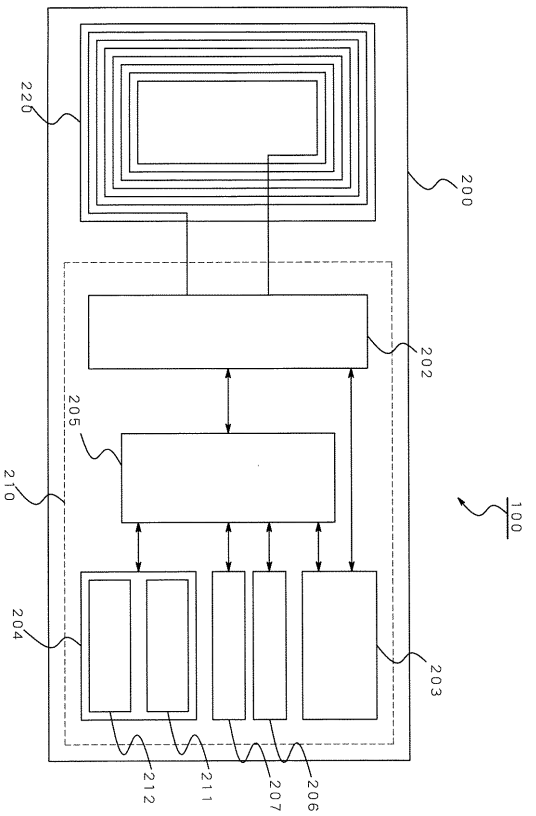
１００　生体動態測定部
２００　バンド
２０２　無線インナーフェイス
２０３　記憶部
２０４　感温部
２０５　コントロール部
２０６　体動検出手段
２０７　湿度センサ
２１０　ＩＣタグ（ＲＦＩＤ）
２１１　センサ部
２１２　回路部
２２０　アンテナ
２３０　雄型面ファスナ
２４０　雌型面ファスナ
２５０　バックル
３００　本体部
３０１　アンテナ
３０２　無線インターフェイス
３０３　信号変換部
３０４　信号処理部
３１０　ＩＣタグ読取部
３１１　コントロール部
３１２　記憶部
３１３　表示部
３１４　外部通信部
３１５　入力部
３１６　報知手段
６０１　定電流回路
６０２　半導体温度センサ
７０１　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

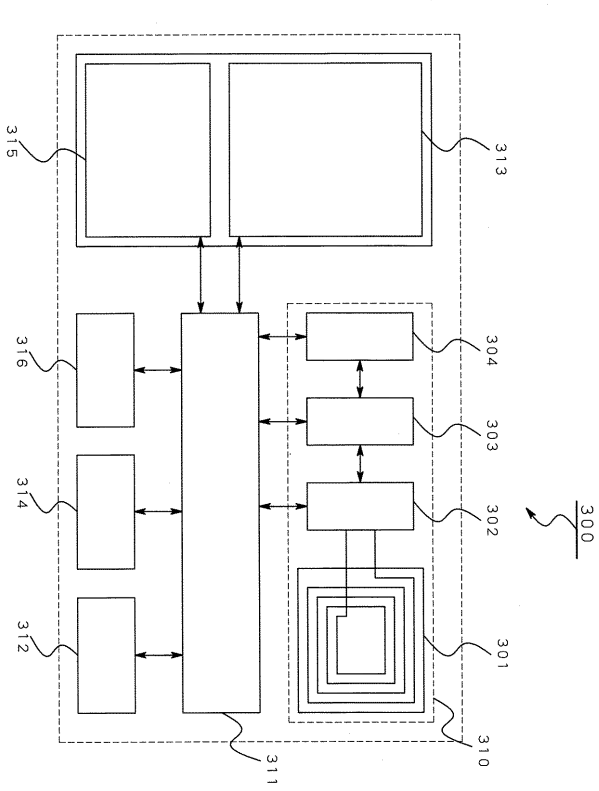
【図１】



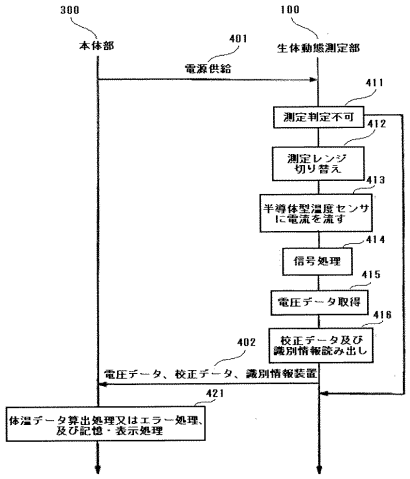
【図２】



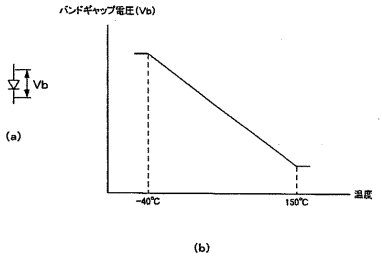
【図３】


315
313
316
304
303
314
302
300
312
301
310
311

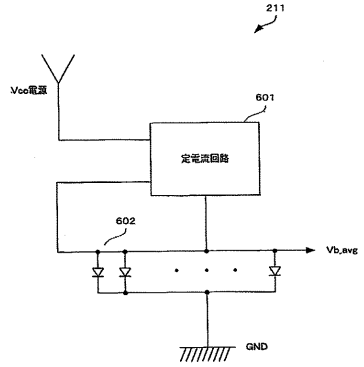
【図４】


300
本体部
100
生体動態測定部
401
電源供給
411
測定判定不可
412
測定レンジ切り替え
413
半導体型温度センサに電流を流す
414
信号処理
415
電圧データ取得
416
校正データ及び識別情報読み出し
402
電圧データ、校正データ、識別情報装置
421
体温データ算出処理又はエラー処理、及び記憶・表示処理

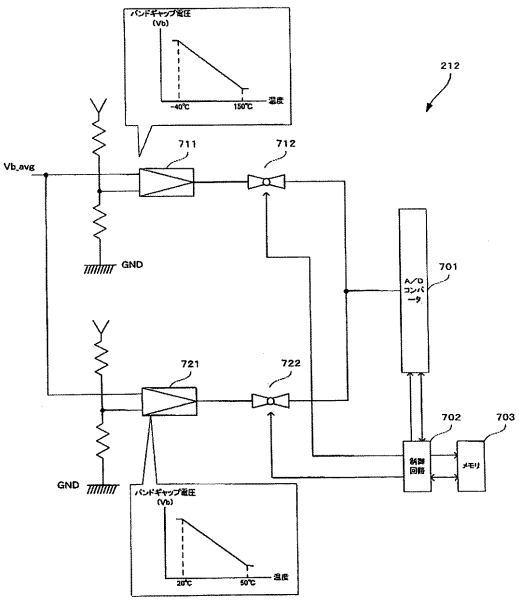
【図５】


バンドギャップ電圧(Vb)
Vb
(a)
-40℃
150℃
温度
(b)

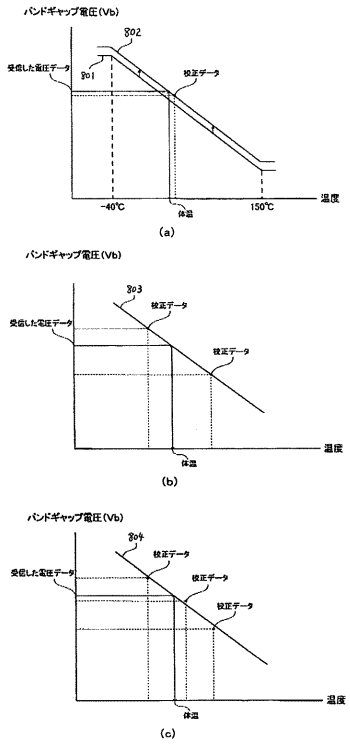
【図６】


211
Vcc電源
601
定電流回路
602
Vb,avg
GND

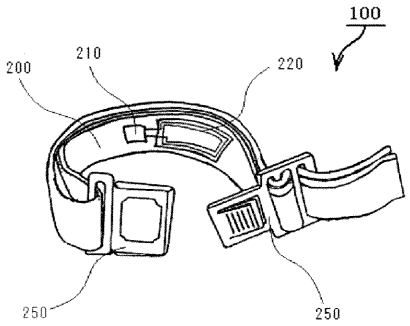
【図７】


バンドギャップ電圧(Vb)
-40℃
150℃
温度
212
711
712
Vb,avg
GND
701
A/Dコンバータ
721
722
702
703
制御回路
メモリ
GND
バンドギャップ電圧(Vb)
20℃
50℃
温度

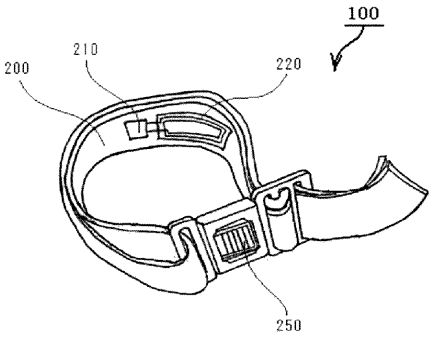
【図８】


バンドギャップ電圧(Vb)
302
301
受信した電圧データ
較正データ
-40℃
体温
150℃
温度
(a)
バンドギャップ電圧(Vb)
303
較正データ
受信した電圧データ
較正データ
温度
体温
(b)
バンドギャップ電圧(Vb)
304
較正データ
受信した電圧データ
較正データ
較正データ
温度
体温
(c)

【図９】


100
200
210
220
250
250

【図１０】


100
200
210
220
250

フロントページの続き

(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
(72)発明者　関根　佑輔
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

審査官　伊藤　幸仙

(56)参考文献　特開２００７－３１３２９９（ＪＰ，Ａ）
特開２００５－１２４８８３（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－１１５４４６（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－０８９６７６（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－０２４５５１（ＪＰ，Ａ）
特開平０２－２７４２２３（ＪＰ，Ａ）
実開平０４－１３３８０４（ＪＰ，Ｕ）
特公昭５５－００１５３７（ＪＰ，Ｂ２）
国際公開第２０１０／０９８０２２（ＷＯ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／００