

(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2007-144142
(P2007-144142A)

(43) 公開日 平成19年6月14日(2007.6.14)

(51) Int.Cl.	F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 O 2 C	4 C 1 1 7	
H O 4 B 5/02 (2006.01)	H O 4 B	5/02		5 K O 1 2	
H O 4 B 1/59 (2006.01)	H O 4 B	1/59			

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-288024 (P2006-288024)	(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18年10月23日 (2006.10.23)	(74) 代理人	100076428 弁理士 大塚 康德
(31) 優先権主張番号	特願2005-308977 (P2005-308977)	(74) 代理人	100112508 弁理士 高柳 司郎
(32) 優先日	平成17年10月24日 (2005.10.24)	(74) 代理人	100115071 弁理士 大塚 康弘
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100116894 弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409 弁理士 下山 治

最終頁に続く

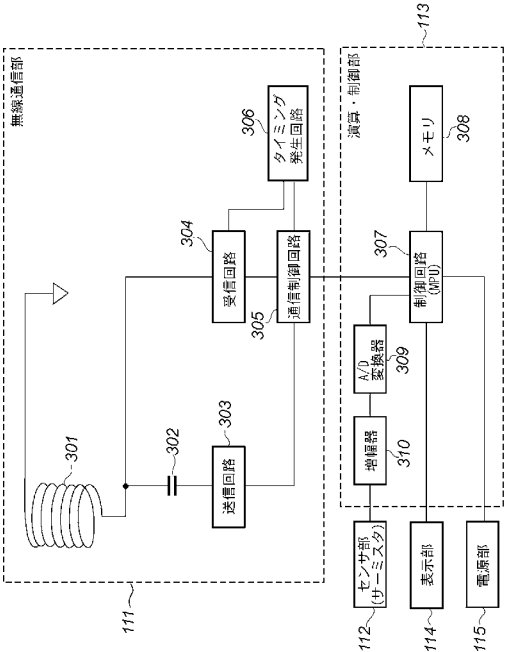
(54) 【発明の名称】 生体情報測定装置、生体情報通信システムならびに情報送信方法

(57) 【要約】

【課題】 測定装置により測定された生体情報を、所定の端末に転送するにあたり、周囲の電磁環境への影響を抑えつつ、かつ少ない消費電力で実現できるようにする。

【解決手段】 生体情報を測定する生体情報測定装置であって、前記生体情報の測定を契機として、所定周期の制御信号の出力を開始するタイミング発生回路306と、タイミング発生回路306において出力された制御信号にあわせて、前記生体情報の送信を要求する要求信号を送信する回路(303、305)と、前記要求信号を送信した後の一定期間内に、所定の信号を受信した場合に、前記生体情報を送信する回路(303、305)とを備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体情報を測定する生体情報測定装置であって、

前記生体情報の測定を契機として、所定周期の制御信号の出力を開始する制御信号出力手段と、

前記制御信号出力手段において出力された制御信号にあわせて、前記生体情報の送信を要求する要求信号を送信する要求信号送信手段と、

前記要求信号に対する承認信号を受信する承認信号受信手段と、

前記要求信号を送信した後の一定期間内に、前記承認信号受信手段が前記承認信号を受信した場合に、前記生体情報を送信する生体情報送信手段と

を備えることを特徴とする生体情報測定装置。

10

【請求項 2】

前記生体情報を送信した後の一定期間内に、所定の信号を受信した場合に、前記制御信号の出力を終了することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 3】

前記生体情報送信手段は、

パルス位置変調方式により前記生体情報を送信することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 4】

前記要求信号を送信した後の一定期間だけ前記承認信号受信手段が動作することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

20

【請求項 5】

前記生体情報は、

体温、血圧、血糖値、血中酸素飽和度、脈拍数、心拍数、呼吸数、運動量のうち少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 6】

生体情報を測定する生体情報測定装置と、該生体情報測定装置と通信する通信装置と、を備える生体情報通信システムであって、

前記生体情報測定装置は、

前記生体情報の測定を契機として、所定周期の制御信号の出力を開始する制御信号出力手段と、

30

前記制御信号出力手段において出力された制御信号にあわせて、前記生体情報の送信を要求する要求信号を送信する要求信号送信手段と、

前記要求信号に対する承認信号を受信する承認信号受信手段と、

前記要求信号を送信した後の一定期間内に、前記承認信号受信手段が該要求信号に対する承認信号を受信した場合に、前記生体情報を送信する生体情報送信手段と、を備え、

前記通信装置は、

前記要求信号を受信する要求信号受信手段と、

前記一定期間内に前記生体情報測定装置が受信できるように、前記要求信号に対する承認信号を送信する承認信号送信手段と、

40

前記生体情報を受信する生体情報受信手段と

を備えることを特徴とする生体情報通信システム。

【請求項 7】

前記通信装置は、

前記生体情報測定装置が前記生体情報を送信した後の一定期間内に受信できるように、ACK 信号を送信する ACK 信号送信手段を更に備えることを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報通信システム。

【請求項 8】

前記生体情報測定装置は、

前記生体情報を送信した後の一定期間内に、ACK 信号を受信した場合に、前記制御信

50

号の出力を終了することを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報通信システム。

【請求項 9】

前記生体情報送信手段は、

前記生体情報を、パルス位置変調方式により送信することを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報通信システム。

【請求項 10】

前記要求信号を送信した後の一定期間だけ前記承認信号受信手段が動作することを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報通信システム。

【請求項 11】

前記生体情報は、

体温、血圧、血糖値、血中酸素飽和度、脈拍数、心拍数、呼吸数、運動量のうち少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報通信システム。

【請求項 12】

生体情報を測定する生体情報測定装置における情報送信方法であって、

前記生体情報の測定を契機として、所定周期の制御信号の出力を開始する制御信号出力工程と、

前記制御信号出力工程において出力された制御信号にあわせて、前記生体情報の送信を要求する要求信号を送信する要求信号送信工程と、

前記要求信号に対する承認信号を受信する承認信号受信工程と、

前記要求信号を送信した後の一定期間内に、前記承認信号受信工程において前記承認信号を受信した場合に、前記生体情報を送信する生体情報送信工程と

を備えることを特徴とする情報送信方法。

【請求項 13】

前記生体情報を送信した後の一定期間内に、所定の信号を受信した場合に、前記制御信号の出力を終了することを特徴とする請求項 12 に記載の情報送信方法。

【請求項 14】

前記生体情報送信工程は、

パルス位置変調方式により前記生体情報を送信することを特徴とする請求項 12 に記載の情報送信方法。

【請求項 15】

前記要求信号を送信した後の一定期間だけ前記承認信号受信工程が動作することを特徴とする請求項 12 に記載の情報送信方法。

【請求項 16】

前記生体情報は、

体温、血圧、血糖値、血中酸素飽和度、脈拍数、心拍数、呼吸数、運動量のうち少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 12 に記載の情報送信方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報を測定する測定装置により測定された生体情報を、所定の端末に送信するための送信技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来より、医療施設では、患者の健康状態を把握する目的で、体温や血圧、血糖値等の各種生体情報の収集ならびに管理を行っている。

【0003】

通常、収集された生体情報はキーボード等を介して測定者が手入力することにより電子データ化され、医療データサーバに格納された後、当該医療データサーバにて管理される。

【0004】

10

20

30

40

50

ここで、患者の生体情報を電子データ化するにあたりキーボード等を介して手入力により行ったのでは測定者の作業負荷が大きいことから、最近では、測定した生体情報を無線通信により転送する方法が検討されている。

【0005】

具体的には、測定装置により測定された生体情報を所定の通信装置（例えば、患者のベッドサイドにある端末やPDA等のハンディ端末）に一旦転送し、該通信装置が施設内LANを介して当該転送された生体情報を医療データサーバに送信するシステムなどが考えられている。

【0006】

かかるシステムのように、無線通信による生体情報の転送が可能であれば、測定者および患者は測定装置に接続されたであろう配線の煩わしさから解放されるうえ、例えば、測定者にとっては測定値の転記の作業から解放されるので、作業負荷が減り、かつ作業上のミスも低減できるようになるなど、様々なメリットが得られる。

【0007】

そして、かかるシステムを実現するための生体情報の転送手段としては、例えば、電波による無線通信や電磁伝送による無線通信（RF-ID等）などが考えられる。

【特許文献1】特開2003-76791号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、電波による無線通信の場合、無線通信回路自身が電源を消費するため、体温計や血圧計、血糖計などの生体情報測定装置（以下、単に「測定装置」と称す）のように、測定のための小型の内部電源しか搭載していない装置には不相当であるという問題がある。かかる装置に電波用の無線通信回路を搭載することとすると、測定者は頻繁に電池交換を行ったり、充電を行ったりしなければならず、利便性が悪いからである。

【0009】

一方、電磁伝送による無線通信（RF-ID等）の場合、外部から電源を供給して通信を行うため、かかる問題を回避できる反面、電源供給にあたり電磁波を用いる必要があり、周囲の電磁環境を乱すという問題がある。特にペースメーカーなどは電磁波の影響で誤作動を起こす可能性が指摘されていることから、ベッドサイドでの利用に際して電磁環境が大きく乱れる電源供給方法を適用するのは妥当ではない。

【0010】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、測定装置により測定された生体情報を、所定の端末に転送するにあたり、周囲の電磁環境への影響を抑えつつ、かつ少ない消費電力で実現できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記の目的を達成するために、例えば、本発明に係る生体情報測定装置は、以下のような構成を備える。即ち、

生体情報を測定する生体情報測定装置であって、

前記生体情報の測定を契機として、所定期期の制御信号の出力を開始する制御信号出力手段と、

前記制御信号出力手段において出力された制御信号にあわせて、前記生体情報の送信を要求する要求信号を送信する要求信号送信手段と、

前記要求信号に対する承認信号を受信する承認信号受信手段と、

前記要求信号を送信した後の一定期間内に、前記承認信号受信手段が前記承認信号を受信した場合に、前記生体情報を送信する生体情報送信手段とを備える。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、測定装置により測定された生体情報を、所定の端末に転送するにあ

10

20

30

40

50

り、周囲の電磁環境への影響を抑えつつ、少ない消費電力で実現できるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、必要に応じて添付図面を参照しながら本発明の各実施形態について詳細に説明する。

【0014】

[第1の実施形態]

1. 生体情報収集・管理システムの構成

図1は本発明の一実施形態にかかる生体情報通信システム(160)を備える生体情報収集・管理システム(100)の構成を示す図である。

10

【0015】

110は測定装置であり、体温計、血圧計、血糖計等、患者の生体情報を測定するための装置の総称である。120は通信装置であり、測定装置110から転送される患者の生体情報(測定装置により測定されたデータであることから、以下、「測定データ」ともいう)を一旦受信し、当該生体情報をLAN150等を介して医療データサーバ130に送信する。

【0016】

なお、通信装置120は、患者のベッドサイドに固定配置された(つまり、患者ごとに割り当てられた)専用端末であっても、PDA等のハンディ端末やノートパソコンにUSB接続されたリーダ端末のように複数の患者のデータを受信できるタイプのものであってもよい。複数の患者のデータを受信できるタイプのものを使用する場合は、患者とその患者より測定された測定データとを関連付ける何らかの手段が別途用意されていることが必要となる。例えば、患者と測定データとを関連付ける方法として、患者の手首に巻いたリストバンドからバーコードとして印刷された患者IDを通信装置120に読み込み、それに続けて測定データを送信する方法などが考えられる。

20

【0017】

130は医療データサーバであり、受信した測定データを患者IDと対応付けて記憶するための専用アプリケーションを搭載した汎用計算機または専用端末である。

【0018】

2. 各装置の構成

30

以下、生体情報収集・管理システム100を構成する各装置の概要について説明する。

【0019】

2.1 測定装置(110)

測定装置110は、サーミスタ・圧力センサ・フォトセンサ等のセンサ部112から得られた電気的情報から、必要に応じて所定の処理を行い測定データを算出したり、その他各部を制御する演算・制御部113と、測定データや測定装置の状態等、各種情報を表示するためのLCDやLED等の表示部114と、測定データを通信装置120に転送するための無線通信部111と、電源を供給する電源部115とを備える。

【0020】

2.2 通信装置(120)

40

通信装置120は、測定装置110の無線通信部111と無線通信を行い、測定データを受信するための無線通信部121と、測定装置110から受信した測定データと通信装置ID(通信装置ごとに規定されたID)とを医療データサーバ130に送信するための通信部124と、各部を制御する制御部122と、測定データや通信装置の状態等、各種情報を表示するためのLCDやLED等の表示部123と、電源を供給する電源部125とを備える。なお、通信部124による通信は、有線でも無線でもよく、TCP/IPやRS232C等のプロトコルにより実現されるものとする。

【0021】

2.3 医療データサーバ(130)

医療データサーバ130は、通信装置120とTCP/IPやRS232C等のプロト

50

コルで通信を行い、測定データを受信する通信部 1 3 1 と、通信装置 1 2 0 を使用している患者を特定可能にするため、予め記憶されている“患者 I D と通信装置 I D との対応関係を記載した関係情報ファイル”に基づき通信部 1 3 1 が受信した測定データと患者 I D とを対応付けるデータ処理部 1 3 2 と、測定データを患者 I D と対応付けて記憶する記憶部（ハードディスク）1 3 3 とを備える。なお、上記“患者 I D と通信装置 I D との対応関係を記載した関係情報ファイル”は、記憶部（ハードディスク）1 3 3 に記憶されていてもよく、他の記憶媒体に記憶されていてもよい。また、通信装置 1 2 0 が P D A 等のハンディ端末やノートパソコンに U S B 接続されたリーダ端末のように複数の患者の測定データを受信できるタイプのものの場合は、データ送信前に患者 I D と関連付けがなされた状態で、測定データが医療データサーバ 1 3 0 に送られてくるので、上記対応付けを行う必要はない。 10

【 0 0 2 2 】

3 . 測定装置 1 1 0 の具体的構成

3 . 1 体温計 1 1 0 の外観構成

図 2 に測定装置 1 1 0 の 1 つの具体例である体温計の外観構成を示す。体温計 2 0 0 は、L C D 等により実現される表示部 2 0 2 を備える。表示部 2 0 2 の中には、体温等の測定データを表示する測定データ表示部 2 0 4 と、測定データを通信装置 1 2 0 へ転送可能な状態であるか否かを示す転送可否表示部 2 0 3 とを備える。

【 0 0 2 3 】

体温計 2 0 0 は、体温測定中等、測定データが定まっていない場合には、通信装置 1 2 0 への測定データの転送は行わない。測定データの転送を行うことができない場合には、図 2 のように表示部 2 0 2 の転送可否表示部 2 0 3 は消灯される。 20

【 0 0 2 4 】

一方、体温測定が終了し、測定データを通信装置 1 2 0 に転送可能な状態になると、表示部 2 0 2 の転送可否表示部 2 0 3 が点灯する。さらに、測定データの転送が正常に終了した場合には、再び表示部 2 0 2 の転送可否表示部 2 0 3 を消灯する。このように測定者は転送可否表示部 2 0 3 を介して体温計 2 0 0 の内部状態を容易に判読することができる。

【 0 0 2 5 】

3 . 2 体温計 1 1 0 の機能構成

次に、体温計 1 1 0 の機能構成について図 3 を用いて説明する。

【 0 0 2 6 】

3 0 7 は制御回路（M P U : マイクロプロセッサユニット）であり、測定装置 1 1 0 全体を制御するための処理を実行する。3 0 8 はメモリであり、M P U 3 0 7 において実行されるプログラムや各種データが格納されている。また、M P U 3 0 7 のワークエリアとしても用いられる。

【 0 0 2 7 】

センサ部（サーミスタ）1 1 2 において測定された測定データ（体温）は、増幅器 3 1 0、A / D 変換器 3 0 9 を経て M P U 3 0 7 に送られ、メモリ 3 0 8 に記憶される。

【 0 0 2 8 】

3 0 5 は通信制御回路であり、M P U 3 0 7 からの指示に基づいて動作し、通信装置 1 2 0 との間の信号の送受信を制御する。3 0 6 はタイミング発生回路であり、通信装置 1 2 0 との無線通信に際して、通信装置 1 2 0 との間で信号の送受信の同期をとるための制御信号を出力する。 40

【 0 0 2 9 】

3 0 3 は送信回路であり、通信装置 1 2 0 への信号の送信に際して、コンデンサ 3 0 2 における電荷の蓄積ならびに放出を制御する。3 0 1 は送受信コイルであり、送信回路（要求信号送信手段）3 0 3 及び受信回路（承認信号受信手段）3 0 4 が動作することにより、通信装置 1 2 0 との間で信号の送受信を行う。

【 0 0 3 0 】

受信回路 304 では、タイミング発生回路 306 からの信号を受信することで、受信タイミングを図りながら、通信装置 120 からの承認信号を受信する。

【0031】

4. 通信装置 120 の無線通信に関する機能構成

次に通信装置 120 が有する上記構成のうち、測定装置 110 との無線通信に関連する構成について図 4 を用いて、以下詳細に説明する。

【0032】

401 は制御回路 (MPU) であり、通信装置 120 全体を制御するための処理を実行する。402 はメモリであり、MPU 401 において実行されるプログラムや各種データが格納されている。また、制御回路 401 のワークエリアとしても用いられる。

10

【0033】

403 は通信制御回路であり、制御回路 401 からの指示に基づいて動作し、測定装置 110 との間の信号の送受信を制御する。410 はタイミング同期回路であり、測定装置 110 との通信に際して、測定装置 110 との間で信号の送受信の同期をとるための承認信号を出力する。

【0034】

404 は送信回路であり、測定装置 110 への送信に際して、コンデンサ 405 における電荷の蓄積ならびに放出を制御する。406 は送信コイルであり、送信回路 404 が動作することにより、測定装置 110 に対して信号を送信する。

【0035】

測定装置 110 より送信された信号は、受信コイル 409 とコンデンサ 408 で構成される LC 回路において受信される。受信回路 407 では、タイミング発生回路 410 からの信号を受信することで、測定装置 110 との間で同期をとりながら、コンデンサ 408 に蓄積された信号を受信する。

20

【0036】

5. 生体情報通信システム 160 における処理の流れ

次に生体情報通信システム 160 における生体情報の転送処理の流れについて図 5 及び図 6 を用いて説明する。図 5 は、測定装置 110 が測定した生体情報 (体温) を通信装置 120 に転送する際の信号の流れを示す図である。図 6 は、測定者が測定装置 110 を用いて患者の生体情報 (体温) を測定し、当該測定した生体情報 (体温) をベッドサイドの通信装置に転送するまでの作業を示した図である。

30

【0037】

図 6 の状態 (a) において、測定者 601 は患者 602 の生体情報 (体温) を測定装置 110 を用いて測定する。測定された生体情報 (体温) は、メモリ 308 に書き込まれ、転送可能状態となる。

【0038】

転送可能状態となった測定装置 110 では、タイミング発生回路 306 の動作を開始させる。タイミング発生回路は、一定間隔で送信回路 303 を駆動させるための制御信号を出力する。これにより、送信回路 303 では、通信回路 120 と通信を行う際の基準タイミングとなる要求信号 (501) の出力を開始する。

40

【0039】

要求信号 501 は、コンデンサ 302 に蓄積された電荷が送信コイル 301 とコンデンサ 302 とから形成される LC 回路内で共振して発生させている。

【0040】

なお、測定装置 110 は、要求信号 501 を出力時の基準タイミングとして通信制御回路 305 により限定された期間 (受信可能期間 502) のみ受信回路 304 を動作させる。つまり、測定装置 110 では、通信装置 120 にて要求信号 501 が受信されるか否かに関わらず、転送可能状態となると一定間隔で要求信号 501 を繰り返し出力し、要求信号出力後の一定期間を受信可能期間 502 として、通信装置 120 からの承認信号の受信を待つ。

50

【 0 0 4 1 】

測定装置 1 1 0 は、患者の生体情報（体温）の測定が完了すると、図 6（b）に示すように、測定装置 1 1 0 を通信装置 1 2 0 の通信可能範囲 6 0 3 内に近づける（通信可能範囲は、例えば 1 m 未満であるとする）。図 6 の状態（b）は測定装置 1 1 0 が通信装置 1 2 0 の通信可能範囲 6 0 3 内に入った状態を示している。なお、通信装置 1 2 0 は、電源が投入された状態では、常時、測定装置 1 1 0 からの要求信号 5 0 1 を受信可能な状態になっているものとする（5 0 6 参照）。

【 0 0 4 2 】

なお、ここで示した測定装置 1 1 0 は携帯可能なタイプであり、通信装置 1 2 0 はベッドサイドに設置された専用端末のイメージで示したが、測定装置 1 1 0 が置き型のものであるような場合には、通信装置 1 2 0 は P D A 等のハンディ端末であることが望ましい。

【 0 0 4 3 】

状態（b）では、送信コイル 3 0 1 と受信コイル 4 0 9 との間の電磁結合が成立し、通信装置 1 2 0 は測定装置 1 1 0 からの要求信号 5 0 1 を受信する。通信装置 1 2 0 のタイミング同期回路 4 1 0 は、測定装置 1 1 0 からの要求信号 5 0 1 に同期してデータを出力するために、送信回路 4 0 4 を駆動し、測定装置 1 1 0 の受信可能期間 5 0 2 内にデータ要求コマンド 5 0 3 を送信する。その後は測定装置 1 1 0 からの生体情報 5 0 4 の受信可能期間 5 0 7 に入る。なお、受信可能期間 5 0 7 は所定時間が経過しても測定装置 1 1 0 からの生体情報 5 0 4 が受信されない場合は、転送処理を停止することが好ましい。

【 0 0 4 4 】

測定装置 1 1 0 では、受信可能期間 5 0 2 内にデータ要求信号（承認信号）5 0 3 を受信すると、送信コイル 3 0 1 を用いてメモリ 3 0 8 内の生体情報 5 0 4 を送信する。なお、生体情報 5 0 4 の送信は、データ形式がシリアル形式で、かつ情報の変化点のみ信号を発生するいわゆる「パルス位置変調」方式が消費電力的に有利な方式であるが、特にこれに限定されるものではなく、他の「パルス幅変調方式」、「パルス振幅変調方式」、「パルス周波数変調方式」、「パルス位相変調方式」であってもよい。

【 0 0 4 5 】

生体情報 5 0 4 の送信後は、通信装置 1 2 0 から A C K 応答 5 0 5 を受信するための受信可能期間 5 0 2 を設ける。

【 0 0 4 6 】

通信装置 1 2 0 では、受信可能期間 5 0 7 内に測定装置 1 1 0 からの生体情報 5 0 4 を受信すると、測定装置 1 1 0 に対して A C K 応答 5 0 5 を送信する。

【 0 0 4 7 】

受信可能期間 5 0 2 内に通信装置 1 2 0 より A C K 応答 5 0 5 を受信した測定装置 1 1 0 では、生体情報 5 0 4 の転送が完了したものと認識し、タイミング発生回路 3 0 6 の動作を停止し、要求信号 5 0 1 の出力を停止する（状態（c））。

【 0 0 4 8 】

なお、状態（c）において、通信装置 1 2 0 側では、測定装置 1 1 0 が通信可能範囲 6 0 3 に入った場合に、いつでも要求信号 5 0 1 を受信することができるよう、受信可能状態を維持しているものとする。

【 0 0 4 9 】

以上の説明から明らかなように、本実施形態によれば、測定装置 1 1 0 と通信装置 1 2 0 との間の生体情報の送信において、パルス位置変調方式を用いることにより、従来の電波を用いる無線通信と比べて大幅に消費電力を抑えることが可能となった。

【 0 0 5 0 】

また、生体情報を測定後、該生体情報の転送が完了するまでの間、一定間隔で要求信号を出力し、当該要求信号出力後の一定期間を通信装置 1 2 0 からの受信可能期間とする構成としているため（すなわち、受信回路の動作を限定しているため）、消費電力を更に抑えることが可能となる。

【 0 0 5 1 】

更に、要求信号や承認信号は、コンデンサに蓄積した電荷が送信コイルと形成される LC 回路内で共振して発生させる構成としているため、電力消費を更に抑えることが可能となる。

【0052】

なお、本実施形態では、測定装置 110 と通信装置 120 との間の生体情報の送信において、電磁送信を用いることとしているが、電磁送信に必要な電源は、自身の内部電源を用いており、RF-ID を用いた場合などのように、電磁波を用いて電源供給を行う必要がないため、患者の電磁環境を乱すおそれがない。

【0053】

また、本実施形態では、通信可能範囲を 1 m 未満とし、電磁送信による患者への影響をも配慮した構成となっている。なお、通信可能範囲を 1 m 未満とするための具体的構成については特に言及しなかったが、例えば、アンテナ輻射効率及び / またはアンテナ受電効率を調整することにより実現してもよい。また、シールドを施すことにより、通信エネルギーの放射率及び / または透過率を制限することにより実現してもよい。

【0054】

[第 2 の実施形態]

上記第 1 の実施形態では、測定装置 110 の具体例として体温計を挙げ、生体情報 = 体温の場合について説明したが、測定装置の具体例としては体温計に限られず、例えば、血圧計であってもよい。以下、測定装置が血圧計であった場合について説明する。

【0055】

なお、生体情報収集・管理システム 100 の構成、ならびに該生体情報収集・管理システム 100 を構成する測定装置以外の装置（通信装置 120、医療データサーバ 130）は、上記第 1 の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。

【0056】

1. 測定装置 110 の具体的構成

1.1 血圧計 110 の外観構成

図 7 に測定装置 110 の 1 つの具体例である血圧計 700 の外観構成を示す。同図において、701 はカフであり、血圧を測定しようとする被検者の上腕または手首に巻きつけられた状態で、所定の指示が入力されると、該上腕または手首の動脈を圧迫するよう動作する。730 はユーザインタフェース部であり、各種指示の入力を受け付けたり、各種情報（収縮期血圧値、拡張期血圧値、脈拍数、転送可否）の表示を行う。

【0057】

同図に示すように、血圧計 700 は、カフ 701 とユーザインタフェース部 730（ならびに後述する配管ならびに制御部（図 7 において不図示））が一体構造となっており、軽量・小型化されている。このため、持ち運びが容易である。また、上腕または手首に確実に固定できるよう、カフ 701 にはマジックテープ（登録商標）が備えられている。このため、上腕または手首への装着 / 取り外しが簡単であり、被検者は気軽に測定を行うことが可能である。

【0058】

1.2 血圧計 110 の機能構成

次に、血圧計 110 の機能構成について図 8 を用いて説明する。

【0059】

807 は MPU（マイクロプロセッサユニット）であり、血圧計全体を制御するための処理を実行する。808 はメモリであり、MPU 807 において実行されるプログラムや各種データが格納されている。また、MPU 807 のワークエリアとしても用いられる。

【0060】

カフ 814 を被検者の上腕に巻き付け、開始スイッチ 815 を押すことにより、加圧ポンプ 811 が動作し、センサ部（圧力センサ）112 で圧力を監視しながらカフ 814 に空気を送り込む。

【0061】

10

20

30

40

50

センサ部（圧力センサ）１１２において測定された測定データ（血圧）は、計測中、増幅器８１０、Ａ／Ｄ変換器８０９を経てＭＰＵ８０７に逐次送られ、メモリ８０８に記憶される。カフ８１４の内圧が所定の圧力値まで上昇すると、定速減圧弁８１２を動作させ、所定の減圧速度でカフ内圧の減圧を開始する。減圧中の圧力変化から収縮期の圧力以下と判断されると、急速減圧弁８１３を動作させ完全に圧力を解放する。その後、一連の測定データ（血圧）をメモリ８０８から読み出し、所定の処理に従い、収縮期血圧値、拡張期血圧値、脈拍数などを算出し、メモリ８０８に記憶すると共に、表示部１１４に表示する。

【００６２】

３０５は通信制御回路であり、ＭＰＵ８０７からの指示に基づいて動作し、通信装置１２０との間の信号の送受信を制御する。３０６はタイミング発生回路であり、通信装置１２０との無線通信に際して、通信装置１２０との間で信号の送受信の同期をとるための制御信号を出力する。

【００６３】

３０３は送信回路であり、通信装置１２０への信号の送信に際して、コンデンサ３０２における電荷の蓄積ならびに放出を制御する。３０１は送受信コイルであり、送信回路（要求信号送信手段）３０３及び受信回路（承認信号受信手段）３０４が動作することにより、通信装置１２０との間で信号の送受信を行う。

【００６４】

受信回路３０４では、タイミング発生回路３０６からの信号を受信することで、受信タイミングを図りながら、通信装置１２０からの信号を受信する。

【００６５】

２．生体情報通信システム１６０における処理の流れ

生体情報通信システム１６０における生体情報の転送処理の流れは、測定装置として血圧計を用いた場合であっても同様であるため、説明は省略する。

【００６６】

以上のように、測定装置として血圧計を用いても、上記第１の実施形態と同様の効果を享受することができる。

【００６７】

〔その他の実施形態〕

上記第１、２の実施形態では、測定装置として体温計または血圧計を具体例に挙げ、生体情報＝体温または血圧の場合について説明したが、測定装置としては、体温計または血圧計に限られず、また、生体情報として体温または血圧のほか、血糖値、血中酸素飽和度、脈拍数、心拍数、呼吸数、運動量等が含まれてもよいことはいうまでもない。

【図面の簡単な説明】

【００６８】

【図１】本発明の一実施形態にかかる生体情報収集システム１００の構成を示す図である。

【図２】測定装置１１０の一例である、体温計の外観構成を示す図である。

【図３】測定装置（体温計）の機能構成を示す図である。

【図４】通信装置の機能構成を示す図である。

【図５】生体情報通信システムにおける処理の流れを示す図である。

【図６】生体情報通信システムの使用例を示す図である。

【図７】測定装置１１０の一例である、血圧計の外観構成を示す図である。

【図８】測定装置（血圧計）の機能構成を示す図である。

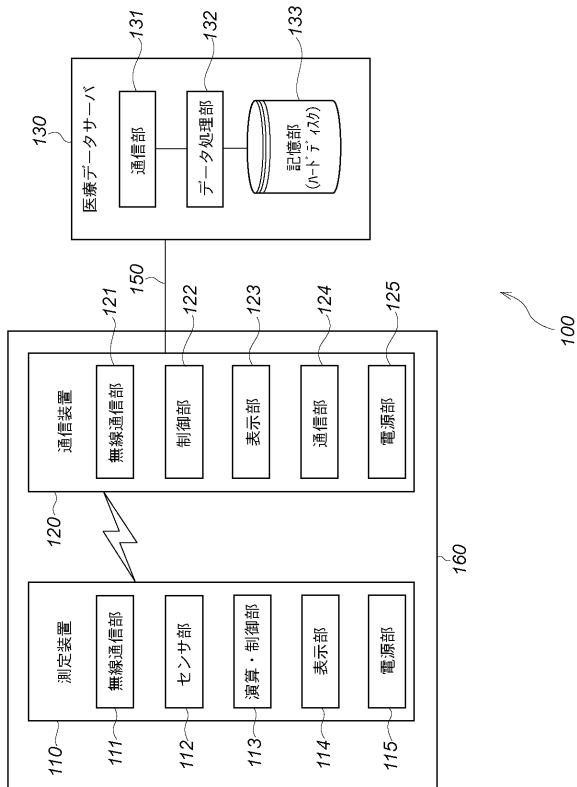
10

20

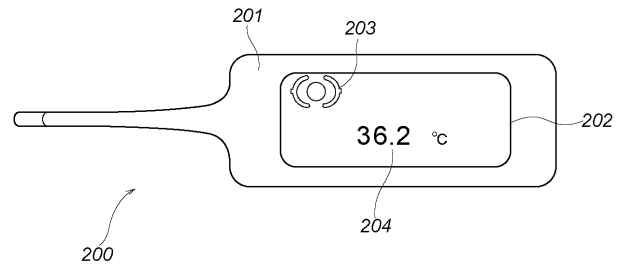
30

40

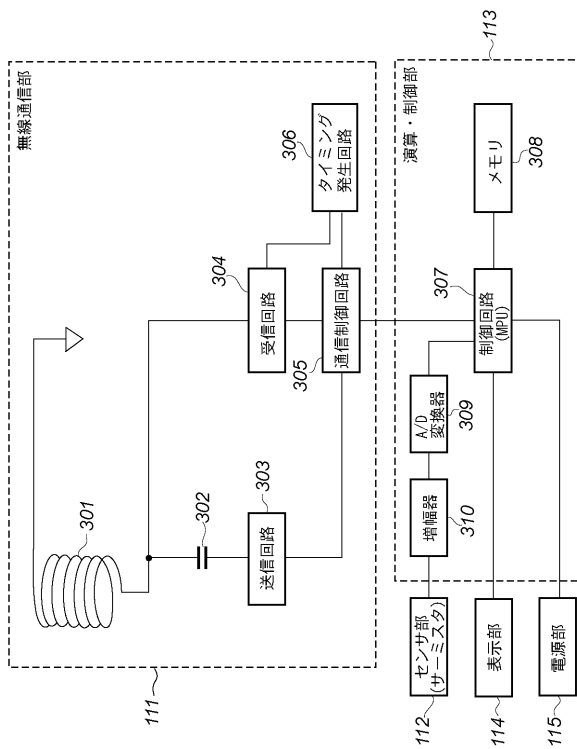
【図 1】



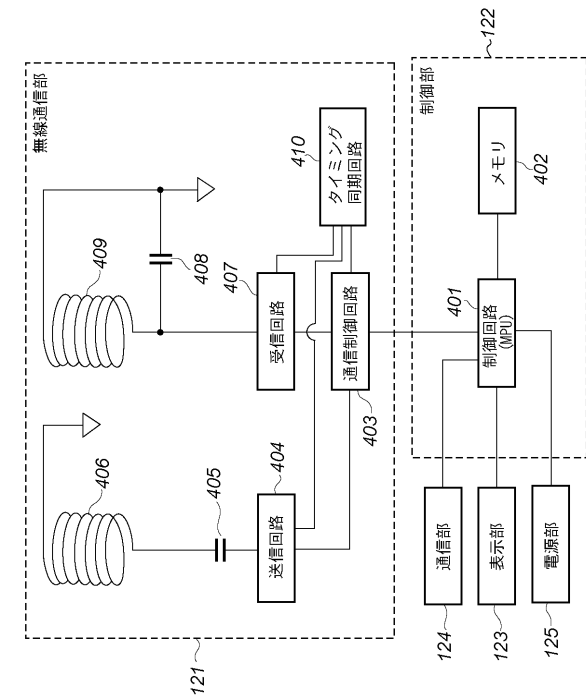
【図 2】



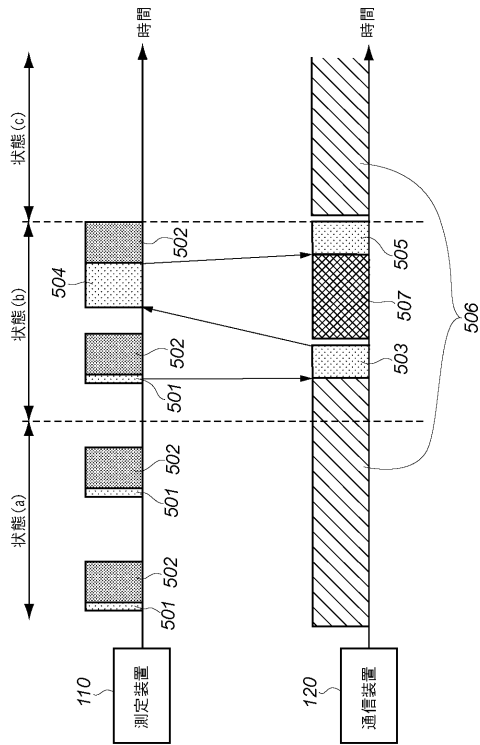
【図 3】



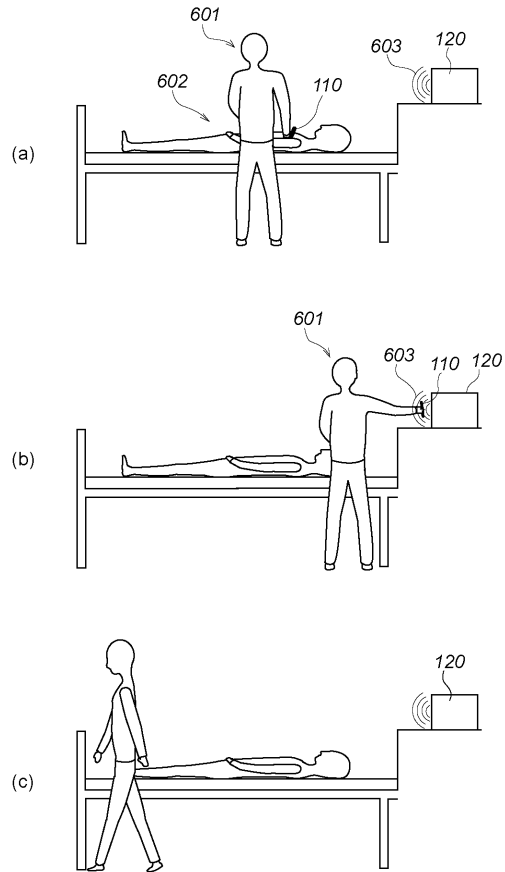
【図 4】



【図 5】



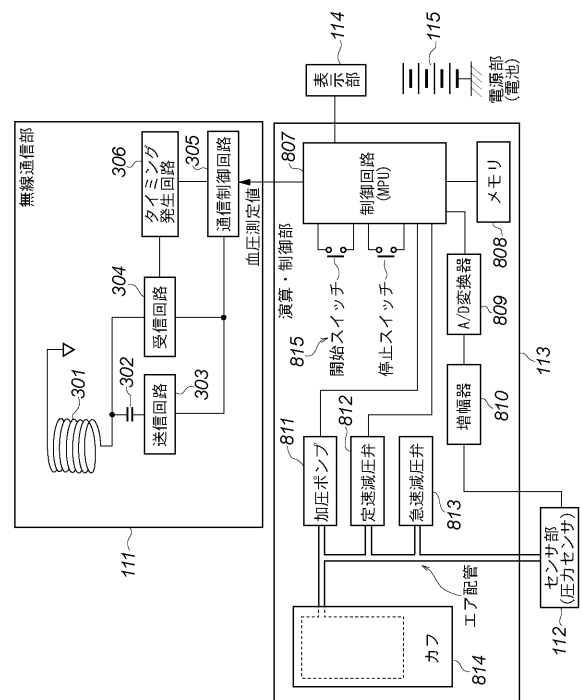
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 藤井 俊弘
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 テルモ株式会社内
- (72)発明者 小野田 政弘
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 テルモ株式会社内
- (72)発明者 河野 弘昌
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 テルモ株式会社内
- (72)発明者 石川 皇
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 テルモ株式会社内

F ターム(参考) 4C117 XB01 XB04 XC15 XC19 XC30 XE13 XE15 XE23 XE24 XE26
XE27 XE33 XE37 XE60 XF01 XF22 XH02 XH16 XL01 XL13
5K012 AB02 AB19 BA02 BA07

专利名称(译)	生物信息测量装置，生物信息通信系统和信息发送方法		
公开(公告)号	JP2007144142A	公开(公告)日	2007-06-14
申请号	JP2006288024	申请日	2006-10-23
[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	藤井俊弘 小野田政弘 河野弘昌 石川皇		
发明人	藤井 俊弘 小野田 政弘 河野 弘昌 石川 皇		
IPC分类号	A61B5/00 H04B5/02 H04B1/59		
CPC分类号	Y02D70/40 Y02D70/42		
FI分类号	A61B5/00.102.C H04B5/02 H04B1/59 H04Q7/00.113 H04Q7/00.421 H04W4/04.190 H04W52/02		
F-TERM分类号	4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XC15 4C117/XC19 4C117/XC30 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE27 4C117/XE33 4C117/XE37 4C117/XE60 4C117/XF01 4C117/XF22 4C117/XH02 4C117/XH16 4C117/XL01 4C117/XL13 5K012/AB02 5K012/AB19 5K012/BA02 5K012/BA07 5K067/BB27 5K067/EE02		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治		
优先权	2005308977 2005-10-24 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在实现向测量终端测量的生物信息的实现中，以低功耗实现抑制向周围终端的电磁环境的影响的同时实现对生物信息的实现。用于测量生物信息的生物信息测量设备，定时生成电路306开始输出由生物信息的测量触发的预定周期的控制信号，并由定时生成电路306输出。根据控制信号，用于发送请求信号以请求发送生物信息的电路（303、305），并且在发送请求信号之后的一定时间段内，当接收到预定信号时，电路以及用于发送生物信息的电路（303、305）。[选择图]图3

