

(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2011-152261

(P2011-152261A)

(43) 公開日 平成23年8月11日(2011.8.11)

(51) Int.Cl.	F 1	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
A 6 1 G 12/00 (2006.01)	A 6 1 G 12/00 E	4 C 3 4 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-15345 (P2010-15345)
 (22) 出願日 平成22年1月27日 (2010.1.27)

(71) 出願人 000230962
 日本光電工業株式会社
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号
 (74) 代理人 100116182
 弁理士 内藤 照雄
 (72) 発明者 荻野 博一
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日
 本光電工業株式会社内
 (72) 発明者 有光 隆也
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日
 本光電工業株式会社内

最終頁に続く

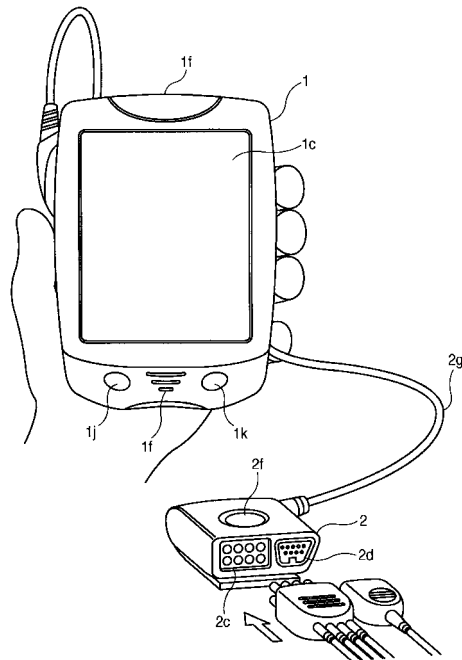
(54) 【発明の名称】 携帯型生体信号測定・送信システム

(57) 【要約】

【課題】 ECGデータ、SpO2データ及びNIBPデータ等の測定データを処理する信号処理部を備えた生体信号処理ユニットを本体ユニットから分離可能に構成することによって、本体ユニットにおける信号処理の負担を軽減して、本体ユニットとして汎用性の高い小型データ処理端末等の使用を可能とする安価かつ携帯性に優れたシステムを実現する。

【解決手段】 ECGデータ、SpO2データ及びNIBPデータ等の少なくとも1つの生体信号を測定する携帯型生体信号測定・送信システムであって、ECGデータ、SpO2データ及びNIBPデータ等の測定データを処理する信号処理部を含む生体信号処理ユニットを、少なくとも表示部を含む本体ユニットから分離可能に構成したことを特徴とする携帯型生体信号測定・送信システム。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

E C G データ、SpO2データ、NIBPデータ等の少なくとも1つの生体信号を測定し、信号処理する信号処理部を含む複数の生体信号処理ユニットのうちのいずれか一つと着脱可能に接続する本体ユニットから構成される携帯型生体信号測定・送信システムであって、

前記複数の生体信号処理ユニットのうちのいずれか一つと前記本体ユニットとが接続された場合、

当該生体信号処理ユニットは測定した生体信号を前記本体ユニットに送信する送信手段を備えることを特徴とする携帯型生体信号測定・送信システム。

【請求項 2】

前記生体信号処理ユニットには、前記 E C G データ、SpO2データ及びNIBPデータ等の少なくとも一つの生体信号を測定する測定センサが接続されるコネクタを備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の携帯型生体信号測定・送信システム。

【請求項 3】

前記信号処理部において、測定した生体信号の信号増幅処理、フィルタ処理、AD変換処理を行うこと、

を特徴とする請求項 1 または 2 に記載の携帯型生体信号測定・送信システム。

【請求項 4】

前記本体ユニットには、前記信号処理ユニットから受信した生体信号データを生体信号遠隔監視装置あるいは患者監視装置に無線送信する送信部を備えていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の携帯型生体信号測定・送信システム。

【請求項 5】

前記本体ユニットには、バッテリー部と、

前記信号処理ユニットから受信した生体信号データを蓄積する記憶部と、

当該生体信号データを解析する解析部と、

当該生体信号データを表示する表示部と、

当該生体信号データに関する警報を発生する警報発生部と、

を備えていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の携帯型生体信号測定・送信システム。

【請求項 6】

前記本体ユニットは、当該本体ユニットのバッテリーを充電するクレードルユニットに接続可能な構成とし、

前記本体ユニットが前記クレードルユニットに接続した際に、前記クレードルユニットを介して測定した生体信号データを生体信号遠隔監視装置あるいは患者監視装置に送信すること

を特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の携帯型生体信号測定・送信システム

【請求項 7】

前記クレードルユニットは、さらにスポットないしは連続測定可能な体温プローブを備えること

を特徴とする請求項 6 に記載の携帯型生体信号測定・送信システム。

【請求項 8】

E C G データ、SpO2データ、NIBPデータ等の少なくとも1つの生体信号を測定し、信号処理する信号処理部を含む複数の生体信号処理ユニットであって、

前記生体信号処理ユニットは、本体ユニットから着脱可能な構成で、被験者に装着する装着手段を備えると共に、ナースコール釦が設けられていること

を特徴とする生体信号処理ユニット。

【請求項 9】

前記装着手段は、患者の衣服等に装着可能なクリップが設けられていること

を特徴とする請求項 8 に記載の生体信号処理ユニット。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ECG、SpO2およびNIBP等の複数の生体信号を測定する複数のセンサを設け、当該複数のセンサで測定した生体信号情報をモニタデバイスに送信する携帯型生体信号測定・送信システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体信号を測定する患者モニタデバイスを図13示す。

図13を参照して、以下に記述される患者モニタデバイス20は、そのおのものが、生理学的センサアセンブリ28、32、36、この場合、ECG、SpO2（パルス酸素濃度計）、および血圧（NIBP）アセンブリの部分形成する複数のセンサからの入力を受信するハウジング24により定義される。該ハウジング24は、生命兆候数字、波形、および他の患者データのためのディスプレイ88、ばかりでなく、モニタデバイス20の動作を許す、図14のユーザインタフェース92、をも含む。

10

【0003】

図13を参照して、該ディスプレイ88は、ハウジング24の正面を向く側に設けられており、かつ、複数の隣接する作動ボタンが、ユーザインタフェース92を定義している。本実施の形態によれば、ディスプレイ88は、クォータ（QVGA）カラーディスプレイであり、本実施の形態によるこのディスプレイは、ほぼ3.5インチ（斜めに測って）である。より詳細には、かつこの実施の形態によれば、ディスプレイ88は、240×320のピクセルカウントを持つLCDである。ここで定義されたディスプレイ88は、好ましくは、低アンビエント光条件でのディスプレイのリーダビリティを改善するために、バックライト（図示せず）を含む。

20

【0004】

ここで記述したデバイス20のプロファイルに関しては、この特定の形態によるハウジング24は、ほぼ高さ5.3インチ、幅7.5インチ、および、深さ2.0インチである。しかしながら、軽量デザインにかかわらず、ここで記述されたモニタデバイス20は、きわめて耐久性があり、かつ、ごつごつしており、これにより、該デバイスは、患者に関連した設定において遭遇するかも知れない種々の負荷を取り扱うように備えられている。たとえば、該ハウジング24は、モニタデバイス20を衝撃、又はショック負荷から衝撃緩和する助けとなるために、かつ、該デバイスの内部を、ダスト、又は他の汚染から保持するために、デバイスハウジング24の回りで、それらの間で周状に配置された、前ハウジングハーフと、後ハウジングハーフとの間に配置された中央、または中間のゴム引きの浮囊26を含んでいる。該モニタデバイス20を衝撃緩和するのを、さらに助けるために、ハウジング24のコーナーの各々は、有効な周囲を与えるために、カーブされている。バッテリーコンパートメント（図示せず）はまた、ハウジング24の中に見られ、該バッテリーコンパートメントのカバーは、該コンパートメントがモニタデバイス20の全体プロファイルから突出しないように該ハウジングの後方対面サイドと本質的にフラッシュになっている。ハウジング24の該後方対面サイド61は、さらに1セットのゴム引きのパッド又はフィート58を含み、該モニタデバイス20をして、必要に応じて、平坦表面上に置かれることを可能にしている。さらに、以下でより詳細に議論される、ユーザインタフェース92よりなるボタンの各々は、該モニタデバイス20の全体の耐性、およびごつごつ性を助けるよう、エラストマー化されており、該ボタンは、ハウジング24の対面する表面84から過度に突出しないように、位置されており、かつ、該デバイスをして、相対的にコンパクトなプロファイルを維持することを許容している。

30

40

【0005】

該デバイスハウジング24のコンパクトなプロファイルは、該モニタデバイス20をして、患者が着衣可能であるものとしている。図13に示す、該デバイスハウジング24の対向する水平サイド上に設けられている一対のタブ132は、該モニタデバイス20をし

50

て、患者着衣可能なハーネス 135 に固定されることを可能としており、あるいは、ストラップ 137 が、再度タブ 132 に取り付け可能とされており、該モニタデバイス 20 の把持の、および携帯可能な動作を許容している。該ストラップは、ガーニー 138、または他の輸送装置に関して、輸送ベルト 139 をもっての輸送動作のためにさらに使用することもできる。その他にも、および上記したように、ここで述べたモニタデバイス 20 は、テーブル、又は他の平坦な表面上に、該デバイスハウジング 24 の後方対面サイド 61 上に設けられたゴム引きのパッド 58 を用いて、適切に位置せしめることができる。

【0006】

コンパクトであり、耐性があるのに加えて、ここで述べたモニタデバイス 20 は、きわめて軽量である。図 13 に示される全体のアセンブリは、約 2 ポンドの重みである。

10

【0007】

上記で述べたように、および本実施の形態によれば、複数の生理学的センサアセンブリが、ハウジング 24 につながれており、ECG センサアセンブリ 28、SpO₂ センサアセンブリ 32、および非侵襲的血液（以下、NIBP と称す）センサアセンブリ 36 をそれぞれ含み、該各センサアセンブリは、明確性のためにのみ、図 13 に示されている。

【0008】

各つながれた生理学的センサアセンブリ 28、32、36 の簡単な扱いは、完全さのために、今与えられる。より特定の、かつ、簡単に、SpO₂ センサアセンブリ 32 は、患者の周辺測定サイト、たとえば、リスト、指、つま先、前頭部、耳たぶ、または他の領域、等の細動脈ヘモグロビンの酸素飽和を、非侵襲的に測定するのに用いられる。再使用可能な、あるいは破棄可能なセンサプローブを用いることができる。この点に関して、指クランプ 60 が図 10 に示され、該クランプは、パルス/ハートレート、ばかりでなく、血液酸素飽和を、パルス酸素濃度計を通して検出するのに使用することのできる、光エミッタおよび光検出器を持っている。該指クランプ 60 は、デバイスハウジング 24 の外周上に設けられた、図 15 に示す、対応する雌コネクタポート 44 と契合するピンコネクタにまで伸びるケーブル 64 手段によりつながれている。一般のパルス酸素濃度計に係る概念は、該分野においてよく知られており、本発明の発明的部分を形成するものではない。

20

【0009】

簡単に、ECG センサ又はモニタアセンブリ 28 は、リードワイヤアセンブリを含み、ここで、3 リードの、又は 5 リードの ECG は、本実施の形態によって利用することができる。より詳細に、かつ、例示の方法により、図 13 のここで描かれた ECG アセンブリ 28 は、1 セットのリードワイヤ 68 よりなり、その各々は、それらの端に、患者の身体への、従来の態様での、取り付けを可能とする電極 70 を有しており、該リードワイヤアセンブリは、デバイスハウジング 24 の接続ポート 40 へ、契合により取り付け可能であるコネクタを有する接続ケーブル 72 に取り付けられたハーネス 71 よりなる。前記 ECG センサアセンブリ 28 は、ECG 電極 70 の選択された端子間の AC インピーダンスの決定を通して呼吸エフォートのレート、または不存在（無呼吸）を、決定し、これにより、患者の呼吸レートを、所望の参照リードワイヤを用いて、胸壁の動きに基づきインピーダンスニューモグラフィーを用いて決定するために、ここで述べたモニタデバイス 20 の呼吸チャンネルに関して、さらにここで利用される。本実施の形態によるハートレートは、ECG センサアセンブリを用いて、ここで述べたデバイス 20 のために決定される。

30

40

【0010】

該 ECG センサアセンブリ 32 は、各リードのために波形（ECG ベクトル）を作り、さらに、さらに選択された患者モードに依存して調整されることのできる QRS ディテクタを含む。該 ECG センサアセンブリ 28 は、さらに、本実施の形態により、もし選択されるのであれば、ハート/パルスレートを、また、こればかりでなく、ペーサー検出回路の方法により、結果として生じる ECG 波形におけるマークペーサスパイクを、決定するよう構成される。本実施の形態による ECG センサアセンブリ 28 は、さらに、それぞれ、50 Hz、60 Hz、および 120 Hz の選択可能なノッチフィルタを含む。

50

【 0 0 1 1 】

簡単に、この実施形態によるNIBPセンサアセンブリ36は、空気注入式カフ、又はスリーブ76、これは、患者(図示せず)のリム(腕、または脚)に取り付けられている、を用いて、動脈の圧力を間接的に測定する。接続されたホース80の残っている端は、ハウジング24の頂面の対面するサイド上に設けられ取り付けられた空気接続フィッティング48内にねじ込みすることのできる取り付け端を含む。該空気コネクタフィッティング48は、オシロメトリック方法を用いて、患者のタイプに依存して、カフ76を、特定の圧力に、選択的に、膨らむ、かつ、萎むために、モニタデバイス24内に配置されたポンプ(図示せず)に接続されている。圧力の変化は、収縮的、拡張的、および平均動脈圧力(MAP)を決定するために、回路網の手段により検出される。この実施形態による該NIBPセンサアセンブリ36は、マニュアルの、自動的な、ターボモード動作を、以下に詳細に述べるように、行うことができる。該アセンブリ36は、本実施の形態においては、ECGがまたモニタされたとき、もしECGがまたモニタされていれば、動き加工品フィルタをも備えることができる。本実施の形態によるフィルタは、NIBP測定のプロセスを、ECG波形のR波の生起に自動的に同期させるように用いることのできるソフトウェアアルゴリズムを用いており、これにより、極端な加工品および減少されたパルスの場合に、正確性を増大する。適切な加工品フィルタの例は、米国特許No. 6405076 B1に記述されており、その全体は、参照によりここに組み込まれる。ここで記述しているモニタデバイス2内に組み込むのに役に立つ、NIBPおよびECGセンサアセンブリの例は、他の中でも、Skaneateles Falls, New YorkのWelch Allyn Inc., により製造される。各々に関して、センサアセンブリの形式は、モニタデバイス20上に設けられる接続ポート40, 48への選択的取付けにより、患者のタイプ、(すなわち、たとえば、大人、小児、新生児)に依存して、変えることができる。本実施の形態による上記のセンサアセンブリの各々は、さらに、電気外科干渉抑圧を含む。知られるように、パルスレートは、モニタデバイス20のSpO2、又はNIBPチャンネルのいずれかから、検出することができる。

10

20

【 0 0 1 2 】

しかしながら、本発明の目的のためには、モニタデバイス20に対して、上記したセンサアセンブリ28, 32を、接続ポート40, 44を介して以外に、接続するための、たとえば、IR, 光学、RF、および他のつながれていない接続、を含む手段を、本発明の目的のために用いることができることが、考慮される。さらに、以下に述べるデバイス20とともに使用されるセンサアセンブリのタイプの数は、これを変更することができ、かつ、示されるものは、単に本発明の例示的なものとして意図される。本発明は、モニタデバイス20を用いて患者の複数、および単数の生理学的パラメータモニタリングを熟考し、それゆえ、このような変動は、目的的に意図される。

30

【 0 0 1 3 】

図13および図16を参照して、本実施の形態による上記生理学的センサアセンブリ28, 32, 36の各々は、内部で、モニタデバイス20のハウジング24内に含まれるCPU174に電氣的に接続されている。本実施の形態によれば、生理学的センサアセンブリ28, 32, 36の各々のための信号プロセッシングは、内部で住居プロセス回路網を介して与えられる; たとえば、本実施の形態のSpO2センサアセンブリ32は、Nellicor Puritan MP506アーキテクチャーを利用しており、前記NIBPセンサアセンブリ36は、現在、MicropaqおよびPropaq生命兆候モニタとして使用されているもののように、たとえば、ウェルチアレンインコーポレーティッドにより製造され、販売されているNIBPモジュール、パート007-0090-01、を含む、デザインに基づいている。図14には、図示されていないが、前記センサアセンブリ28, 32, 36の各々についての住人の回路網は、すべて、単一の論理ボードに集積されており、そこでは、ECGおよび呼吸パラメータは、CPU174のMotorola MPC823プロセッサのような、共通プロセッサを利用している。単一論理ボード内に集積されているにかかわらず、残っている生理学的パラメータ(SpO2およびNIBP)は、よりモジュラーな態様で含蓄され、かつそれ自身の

40

50

プロセッサを利用している。しかしながら、生理学的センサアセンブリ 28、32、36の種々のプロセッシング要素の電子的なパッケージは、本発明の目的のために、種々の形状を容易にとることができ、他のバージョンは、容易に熟考されることができることが容易に明らかである。

【0014】

さらに、図16の模式図を参照して、含まれているバッテリーパック170は、CPU170に相互接続されており、該後者は、マイクロプロセッサ、メモリ、および住人回路網を含んでおり、ここで、そのおのおのは、そこから供給される信号の、プロセス的蓄積、および選択的表示を可能とするため、ばかりでなく、任意の充電クラドル140の充電回路と、以下により詳細に述べるような、含まれたバッテリーパック170の過充電を防ぐための回路網を含む、含まれたバッテリーパックとの間の電力変換を行うために、つながれたセンサアセンブリ28、32、36に接続されている。本実施の形態による該CPU174は、フラッシュメモリおよびSRAMの形態の、入手可能な揮発性、および不揮発性の、患者データのストレージを含む。ただし、他の形態もまた可能であり、該CPU174は、さらにディスプレイ88に接続されている。上記したように、本実施の形態によるCPU174は、生理学的センサアセンブリ28、32、36のためのプロセッサとともに、単一の論理ボード上に提示されている。該CPU174は、アラーム限界、ディスプレイ生成、およびある特徴の可能化、および不可能化のようなデバイスに特有の側面を扱うよう意図されており、ここで、該生理学的センサアセンブリ28、32、36は、主に、該CPU174により使用されるデータにのみ、関係している。たとえば、ECGプロセスアルゴリズム等の、プロセス機能の部分は、CPU174内に存在することもできる、ただし、これは、たとえば、必要とされる処理電力、または、パッケージング関心の程度に依存して、適切に変化することができることにも注意すべきである。該CPU174は、工場デフォルト設定としてであっても、あるいは、図16に示す、ユーザインタフェース92、リモートモニターステーション184を通して、および/又は、図16に示す接続されたPCを通して、以下に記述されたように構築された、患者モード、圧力、電圧等を含む、該デバイス20の動作を、主に、制御する。

【0015】

上記に加えて、図16に模式的に示されたモニタデバイス20は、さらに、任意にワイヤレスレディオカード/トランシーバ180を含み、たとえば、ウェルチアレンインコーポレーティッドにより、製造され、販売されるAcuity Monitoring Station等により、内部PCMCIA 拡張スロット(図示せず)において挿入されたラジオカードを用いて、少なくとも1つの遠隔モニタステーション184との、双方向のワイヤレス通信を可能とする。本実施の形態によるラジオカード180は、アクセスポイント186を用いて2.4GHz周波数ホッピングスプレッドスペクトラム(FHSS)ワイヤレスローカルエリアネットワーク(WLAN)上の送信のために、モニタデバイス20のハウジング24内にこれを配置されたアンテナ182の接続するIEEE802.11標準ラジオカードである。それとのネットワークを含む、例示的なワイヤレス相互接続に関係するさらなる詳細は、米国特許No. 6,544,174に与えられており、その全内容はここに参照により組み入れられる。ここで記述されたモニタデバイス20のワイヤレス接続に関係するデバイスに特有の付加的な詳細は、この記述の後の部分において与えられる。

【0016】

図14にもっとも明確に示されるように、デバイスハウジング24の下方の、または底面の、対面する表面120は、図14のラッチング表面124ばかりでなく、図14の電気ポート128を含み、その各々は、以下により詳細に、記述されるように、任意の充電クラドル140と結合して使用される。以前にも記したように、図16において図式的にのみ示されるバッテリーパック170は、後方コンパートメント(図示せず)内のデバイスハウジング24の後部内において含まれている。該バッテリーパック170は、該モニタデバイス20のために携帯可能な電力を与え、ここで、該バッテリー寿命は、以下で記述されるように、該デバイスのある動作モードに依存する。該バッテリーパック170は、任意の

10

20

30

40

50

充電クラドル 140 内に収容された充電回路網の手段により再充電可能である。本実施の形態によれば、該バッテリーパック 170 は、サンヨーコーポレーションにより製造されたもののような、少なくとも 1 つの再充電可能なリチウムイオンバッテリーを含む。この場合、該バッテリーパック 170 は、2 つの再充電可能なバッテリーを含む。本実施の形態によれば、モニタデバイス 20 は、収容されたバッテリー 170 を電力源として用いて、スタンドアロンモードで動作することが可能であり、本実施の形態によるバッテリーは、デバイスの使用に依存して、約 24 時間までの平均ランタイムを持つ。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0017】

【特許文献 1】特表 2008 - 526443 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

上記文献 1 に記載の患者モニタデバイスは、ECG, SpO₂ (パルス酸素濃度計), および血圧 (NIBP) のセンサセンブリを個別に設け、当該複数のセンサセンブリをコネクタを介して患者モニタデバイスに接続する構成として、ECG, SpO₂ (パルス酸素濃度計), および血圧 (NIBP) アセンブリで測定した生体信号情報の信号処理 (例えば、信号増幅や AD 変換やフィルタリングなど) を全て患者モニタデバイス内の CPU で処理している。

【0019】

したがって、従来の患者モニタデバイスは、当該患者モニタデバイスに接続される、ECG (心電図), SpO₂ (パルス酸素濃度計), および血圧 (NIBP) 等の全てのセンサセンブリからの測定された生体信号情報を処理する機能を具備する必要があるが、患者モニタデバイスに搭載される処理装置 (CPU) の処理負担が大きく、患者モニタデバイスが専用の装置が必要で高価かつ大きくなり、患者が携帯して移動することはできなかった。更に測定可能なパラメータは患者モニタデバイスに依存する。よって、例えば重症でない患者に対し、ECG のみモニタリングしたいといった場合、前述のような患者モニタデバイスでは ECG、SpO₂、血圧の全てパラメータが測定可能なオーバースペックな機器を用意せざるを得なかったりし、機器管理や機器運用の効率における問題もあった。

【0020】

本発明の課題 (目的) は、ECG データ、SpO₂ データ及び NIBP データ等の測定データを処理 (例えば、信号増幅や AD 変換やフィルタリングなど) する信号処理部を備えた生体信号処理ユニットを本体ユニットから分離可能に構成することによって、本体ユニットにおける信号処理の負担を軽減して、本体ユニットとして汎用性の高い小型データ処理端末等の採用をも可能とする安価かつ携帯可能な生体情報測定・送信システムを実現することにある。

また、ECG データ、SpO₂ データ及び NIBP データ等の測定データ毎に単一若しくは複数のセンサデバイスに対応する信号処理ユニットを、使用者の用途に応じて、本体ユニットと選択的に接続可能な構成とすることができるので、用途に応じた無駄の少ないシステムを実現できる。

【課題を解決するための手段】

【0021】

ECG データ、SpO₂ データ、NIBP データ等の少なくとも 1 つの生体信号を測定し、信号処理する信号処理部を含む複数の生体信号処理ユニットのうちのいずれか一つと着脱可能に接続する本体ユニットから構成される携帯型生体信号測定・送信システムであって、前記複数の生体信号処理ユニットのうちのいずれか一つと前記本体ユニットとが接続された場合、当該生体信号処理ユニットは測定した生体信号を前記本体ユニットに送信する送信手段を備えることを特徴とする。

【0022】

10

20

30

40

50

前記生体信号処理ユニットには、前記ECGデータ、SpO2データ及びNIBPデータ等の少なくとも一つの生体信号を測定する測定センサが接続されるコネクタを備えていることを特徴とする。

また、前記信号処理部において、測定した生体信号の信号増幅処理、フィルタ処理、AD変換処理を行うことを特徴とする。

また、前記本体ユニットには、前記信号処理ユニットから受信した生体信号データを生体信号遠隔監視装置あるいは患者監視装置に無線送信する送信部を備えていることを特徴とする。

また、前記本体ユニットには、バッテリー部と、前記信号処理ユニットから受信した生体信号データを蓄積する記憶部と、当該生体信号データを解析する解析部と、当該生体信号データを表示する表示部と、当該生体信号データに関する警報を発生する警報発生部とを備えていることを特徴とする。

また、前記本体ユニットは、当該本体ユニットのバッテリーを充電するクレードルユニットに接続可能な構成とし、前記本体ユニットが前記クレードルユニットに接続した際に、前記クレードルユニットを介して測定した生体信号データを生体信号遠隔監視装置あるいは患者監視装置に送信することを特徴とする。

また、前記クレードルユニットは、さらにスポットないしは連続測定可能な体温プローブを備えることを特徴とする。

【0023】

ECGデータ、SpO2データ、NIBPデータ等の少なくとも一つの生体信号を測定し、信号処理する信号処理部を含む複数の生体信号処理ユニットであって、前記生体信号処理ユニットは、本体ユニットから着脱可能な構成で、被験者に装着する装着手段を備えると共に、ナースコール釦が設けられていることを特徴とする。

また、前記装着手段は、患者の衣服等に装着可能なクリップが設けられていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

本発明の携帯型生体信号測定・送信システムによれば、携帯型生体信号測定・送信システムを構成する本体ユニットからECGデータ、SpO2データ及びNIBPデータ等の測定データを処理する、単一若しくは複数のセンサデバイスに対応する生体信号処理ユニットと本体ユニットとを分離可能に構成できるので、使用者は患者の生体信号の測定の必要性に応じて測定センサを選択できるので、コストの削減、メンテナンス性の向上、機器管理の効率化を図ることができる。

【0025】

また、本体ユニットの機能を生体信号処理ユニットに任せることで、本体ユニットとして汎用性の高い小型データ処理端末等の使用が可能になり、本体コストを削減すると共に患者が携帯して移動することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本願発明の携帯型生体信号測定・送信システムの全体構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の本体ユニットと生体信号処理ユニットの第1の実施例の詳細を示す斜視図である。

【図3】生体信号処理ユニット2にNIBP測定ユニット4cが既に固定的に接続されている例で、NIBPの測定に加えて、必要に応じてECG及びSpO2の測定を選択できるものである。

【図4】生体信号処理ユニット2を、ECGの測定に特化したもので、ECGの測定のみが必要な場合に使用されるものである。

【図5】図2～4の生体信号処理ユニットに共通の構成で、当該生体信号処理ユニットの裏側を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 6】本発明の本体ユニットと生体信号処理ユニットの第 2 の実施例の詳細を示す斜視図である。

【図 7】生体信号処理ユニット 2 に N I B P 測定ユニット 4 c が既に固定的に接続されている例で、N I B P の測定に加えて、必要に応じて E C G 及び S p O 2 の測定を選択できるものである。

【図 8】本体ユニット 1 と生体信号処理ユニットとの間を接続するもので、どのような生体信号処理ユニットにも適用できる接続ケーブルである。

【図 9】生体信号処理ユニット 2 を E C G の測定に特化したもので、E C G の測定のみが必要な場合に使用される。

【図 10】本発明の本体ユニットをクレードルユニットに接続した状態を示す図である。 10

【図 11】本発明の本体ユニットをクレードルユニットに接続した状態で患者のベットに固定した図である。

【図 12】本発明の本体ユニットをクレードルユニットに接続した状態で患者のベット脇の点滴ポールに固定した図である。

【図 13】従来の生命兆候モニタデバイスの正面図である。

【図 14】図 13 の従来の生命兆候モニタデバイスの正面斜視図である。

【図 15】図 13 および図 14 の従来の生命兆候モニタデバイスの立正面図である

【図 16】図 13 ないし 15 の従来の生命兆候モニタデバイス、および充電クラドルを含む患者モニタシステムのモードブロック図である。

【発明を実施するための形態】 20

【0027】

図 1 を用いて本願発明の携帯型生体信号測定・送信システムの全体構成を説明する。

図 1 は、本願発明の携帯型生体信号測定・送信システムの全体構成を示すブロック図である。

図 1 において、1 は本体ユニットであって、当該本体ユニットには、処理装置 (C P U) 1 a、第 1 受信部 1 b、表示部 1 c、第 2 送信部 1 d、バッテリー 1 e、アラーム発生部 1 f、ユーザインタフェース 1 g、記憶部 1 h 及び不整脈解析部 1 i が含まれる。

【0028】

また、2 は生体信号処理ユニットであって、当該生体信号処理ユニットには、信号処理部 (C P U) 2 a 及び第 1 送信部 2 b が含まれる。 30

また、3 は本体ユニットのバッテリーを充電するクレードルユニットであって、当該クレードルユニットには、電源供給部 3 a、第 2 受信部 3 b 及び第 3 送信部 3 c が含まれる。

また、4 は生体信号測定センサであって、当該生体信号測定センサには、E C G (心電図) 測定センサ 4 a、SpO2 測定センサ 4 b 及び N I B P 測定センサ 4 c、他 4 d (不記載) が含まれる。

また、5 はナースステーション等に配置される生体信号遠隔監視装置あるいは患者監視装置である。

【0029】

ここで、本体ユニットは、生体信号処理ユニットから受信した生体信号を、クレードルユニットと接続された際はクレードルユニットの第 3 送信部を介し有線送信により、又クレードルユニットと接続されていない際には本体ユニット内の第 2 送信部を介して無線送信により、生体信号遠隔監視装置へ送信できるのが望ましい。 40

【0030】

さらに、本体ユニットは、生体信号処理ユニットから受信した生体信号を記憶部へ保存可能であり、保存されたデータは表示部で参照できるのが望ましい。特に送信不良などがあつた際には生体信号遠隔監視装置へ生体信号を送信できない場合には、記憶部にて生体信号が保存されるため、データ消失を免れる利点がある。

【0031】

次に図 2 ~ 10 を用いて本発明の携帯型生体信号測定・送信システムの構成要素を詳細 50

に説明する。

図 2 は、本発明の本体ユニットと生体信号処理ユニットの第 1 の実施例の詳細を示す斜視図である。

図 2 において、1 は本体ユニットであって、1 c は表示部（ディスプレイ）であり、カラー LED が使用され、タッチパネル構成であることが望ましい。

また、上部の 1 f はアラームインジケータであって、LED で構成されてアラームの種類によって異なった色で発光し、下部の 1 f はアラームのスピーカであって、アラームの種類によって異なった音で報知する。

また、1 j は記録キーであり、1 k はアラーム解除キーである。

【0032】

また、図 2 において、2 は生体信号処理ユニットであって、2 f はナースコールキーであり、2 c は ECG（心電図）測定センサ接続用のコネクタであり、2 d は SpO₂ 測定センサ接続用のコネクタであり、2 g は本体ユニットとの接続ケーブルである。

この図における生体信号処理ユニットは、測定対象を ECG（心電図）測定及び SpO₂ 測定に対応している。

【0033】

次に、図 2 の生体信号処理ユニットの変形例を図 3 を用いて説明する。

図 3 の生体信号処理ユニット 2 は、NIBP 測定ユニット 4 c が既に固定的に接続されている例で、NIBP の測定に加えて、必要に応じて ECG 及び SpO₂ の測定を選択できるものである。

【0034】

次に、図 2 の生体信号処理ユニットの変形例を図 4 を用いて説明する。

図 4 の生体信号処理ユニット 2 は、ECG の測定に特化したもので、ECG の測定のみが必要な場合に使用される。

なお、図 4 では、ECG の測定のみを使用できるものであるが、他の測定対象である SpO₂ 又は NIBP の測定にのみ特化しても良いことは明らかである。

【0035】

次に、図 2 の生体信号処理ユニットの構成例を図 5 を用いて説明する。

図 5 の生体信号処理ユニット 2 は、図 2 ~ 4 の生体信号処理ユニットに共通の構成で、当該生体信号処理ユニットの裏側を示している。

図示の如く生体信号処理ユニットの裏側には、患者の衣服等に装着する装着手段としてのクリップ 2 h が設けられている。

装着手段は被験者の衣服等に生体信号処理ユニットを固定できるものであれば、クリップ以外のものでも良い。

【0036】

従来の患者モニタデバイスでは、センサアセンブリから伸びたケーブルは本体ユニットに直接接続されるため、患者装着時にはケーブルの取り回しが困難であり、いわゆるスパゲティシンドロームの一因ともなりえた。しかし、本願発明においては、センサアセンブリから伸びたケーブルは、本体ユニットに直接接続されず、一旦患者の体に近いところに設置可能な生体信号処理ユニットに接続されるため、該ケーブルの短縮も可能であり、患者装着時のケーブルの取り回しが容易となる。さらに、生体信号処理ユニットにクリップが設けられ、患者の体の近い所でケーブル類を収納可能となる為、ケーブルの取り回しはより容易になったといえる。

【0037】

本願発明は、従来の患者モニタデバイスでは、いわゆるモニタデバイスに集約されていた機能を、本体ユニットと生体信号処理ユニットとに分散したことで、本体ユニットの小型かつ軽量化を図ることが可能となる。これにより、患者が移動する際の携帯が容易になるだけでなく、より大きなバッテリーの搭載が可能となり、長時間のモニタリングをも可能とする。

【0038】

10

20

30

40

50

図 6 は、本発明の本体ユニットと生体信号処理ユニットの第 2 の実施例の詳細を示す斜視図である。

図 6 において、1 は本体ユニットであって、1 は表示部（ディスプレイ）であり、カラー LED が使用され、タッチパネル構成であることが望ましい。

また、上部の 1 f はアラームインジケータであって、LED で構成されてアラームの種類によって異なった色で発光し、下部の 1 f はアラームのスピーカであって、アラームの種類によって異なった音で報知する。

また、1 j は記録キーであり、1 k はアラーム解除キーである。

【0039】

また、図 6 において、2 は生体信号処理ユニットであって、2 f はナースコールキーであり、2 c は ECG（心電図）測定センサ接続用のコネクタであり、2 d は SpO₂ 測定センサ接続用のコネクタであり、2 g は本体ユニットとの接続ケーブルである。

この図における生体信号処理ユニットは、測定対象を ECG（心電図）測定及び SpO₂ 測定に対応している。

図 6 と図 2 の生体信号処理ユニットとの差異は、2 g の本体ユニットとの接続ケーブルが、生体信号処理ユニットとの間でも分離可能な構成とされている点である。

この構成を採用することによって、生体信号処理ユニットの種類を患者によって選択的に使用できるので、無駄な設備を少なくできる。

【0040】

次に、図 3 の生体信号処理ユニットの変形例を図 7 を用いて説明する。

図 7 の生体信号処理ユニット 2 は、NIBP 測定ユニット 4 c が既に固定的に接続されている例で、NIBP の測定に加えて、必要に応じて ECG 及び SpO₂ の測定を選択できるものである。

図 7 と図 3 の生体信号処理ユニットとの差異は、2 g の本体ユニットとの接続ケーブルが、生体信号処理ユニットとの間でも分離可能な構成とされている点である。

この構成を採用することによって、生体信号処理ユニットの種類を患者によって選択的に使用できるので、無駄な設備を少なくできる。

【0041】

次に、図 6 及び図 7 の生体信号処理ユニットで使用する接続ケーブル 2 g を図 8 を用いて説明する。

図 8 の接続ケーブルは、本体ユニット 1 と生体信号処理ユニットとの間を接続するもので、どのような生体信号処理ユニットにも適用できる。

【0042】

次に、図 4 の生体信号処理ユニットの変形例を図 9 を用いて説明する。

図 9 の生体信号処理ユニット 2 は、ECG の測定に特化したもので、ECG の測定のみが必要な場合に使用される。

図 9 と図 4 の生体信号処理ユニットとの差異は、2 g の本体ユニットとの接続ケーブルが、生体信号処理ユニットとの間でも分離可能な構成とされている点である。

この構成を採用することによって、生体信号処理ユニットの種類を患者によって選択的に使用できるので、無駄な設備を少なくできる。

なお、図 9 では、ECG の測定のみを使用できるものであるが、他の測定対象である SpO₂ 又は NIBP の測定にのみ特化しても良いことは明らかである。

ここで、生体信号処理ユニットの測定対象は、ECG、SpO₂、NIBP に限られる訳でなく、例えば、Temp（体温）、CO₂（呼気二酸化炭素濃度）などの測定対象を測定できる拡張可能な構成であっても良い。

図 10 は、本体ユニット 1 をクレードルユニット 3 に接続した状態を示す図であり、クレードルユニットは点滴ポール 6 に固定されている。この状態で、本体用ユニット 1 のバッテリー 1 e はクレードルユニット 3 の電源供給部 3 a から充電される。

また、本体ユニット 1 の第 2 送信部 1 d からクレードルユニット 3 の第 2 受信部 3 b、第 3 送信部 3 c を介して生体信号遠隔監視装置 5 に測定データが送信される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

図 1 1 及び図 1 2 は、本体ユニット 1 をクレードルユニット 3 に接続した状態でクレードルユニットを固定する例であって、図 1 1 では患者のベッドの頭部側の一部に固定器具 6 a で固定した例であり、図 1 2 は患者の点滴ポールに固定器具 6 b で固定した例を示しており、患者のそばにクレードルユニットは設置できる構造であるのが望ましい。

更にクレードルユニットは、看護師が患者をスポットないしは連続測定可能な体温測定プローブが備えられた構造であってもよい。該プローブにより測定された体温に関するデータは、表示部に表示されてもよいし、さらにクレードルユニットを介して生体信号遠隔監視装置あるいは患者監視装置に送信されてもなおよい。

【 0 0 4 4 】

本願発明は、図 2 ~ 図 4 (又は、図 6 ~ 図 8) に示す生体信号処理ユニット 2 のように、複数の種類の生体信号ユニット群のうちの一つと本体ユニットとから構成される、いわゆるコンビネーションの発明である。いずれの実施例において共通し、重要なのは、生体信号ユニット群は共通のインターフェースを有し、本体ユニットとそれぞれ着脱可能な構成となる点である。この構成により、生体信号処理ユニットの交換のみで、使用者は測定したいパラメータを選択可能とする。なお、実施例において、生体信号処理ユニットと本体ユニット間は有線での接続例を示したが、これに限られるものではない。

【 0 0 4 5 】

以上により、従来のように測定したいパラメータ毎に患者モニタデバイスを用意する必要もなく、共通の本体ユニットさえ用意し、用途に応じて生体信号処理ユニットを接続すれば良い為、コスト面のみならず、拡張性、メンテナンス性、機器管理の大幅な効率化をも図ることができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 6 】

- 1 : 本体ユニット
- 1 a : 処理装置 (C P U)
- 1 b : 第 1 受信部
- 1 c : 表示部
- 1 d : 第 2 受信部
- 1 e : バッテリー
- 1 f : アラーム発生部
- 1 g : ユーザインタフェース
- 1 h : 記憶部
- 1 i : 不整脈解析部
- 2 : 生体信号処理ユニット
- 2 a : 信号処理部 (C P U)
- 2 b : 第 1 送信部
- 3 : クレードルユニットユニット
- 3 a : 電源供給部
- 3 b : 第 2 受信部
- 3 c : 第 3 送信部
- 4 : 生体信号測定センサ
- 4 a : ECG測定センサ
- 4 b : SpO2測定センサ
- 4 c : NIBP測定用カフ
- 5 : 生体信号遠隔監視装置
- 6 : 点滴ポール

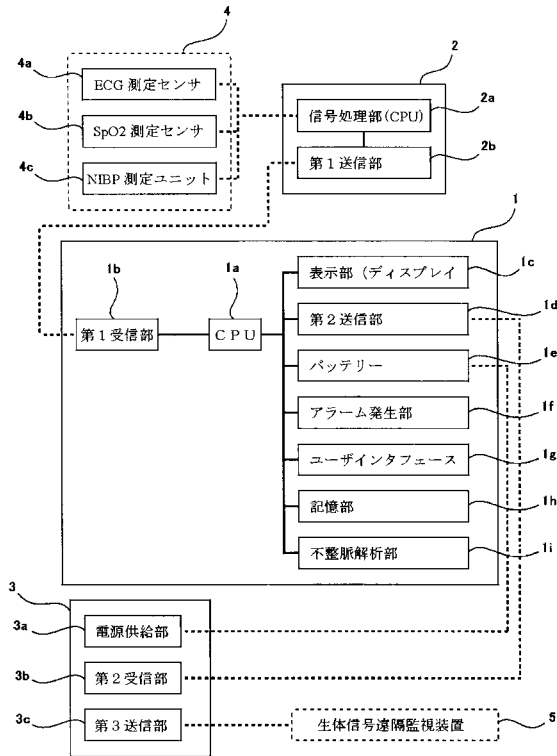
10

20

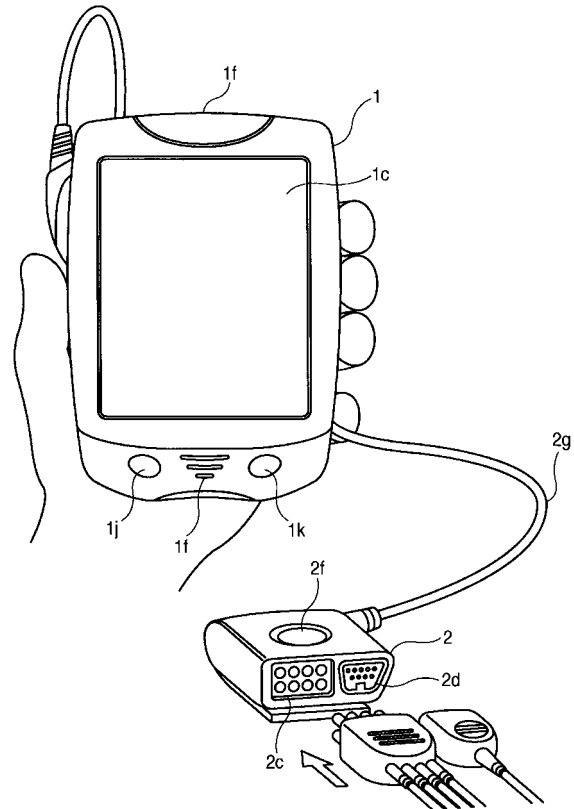
30

40

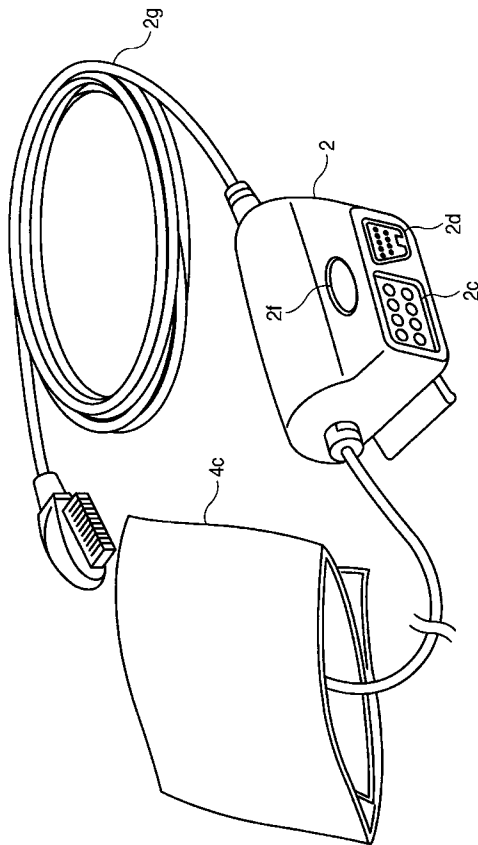
【 図 1 】



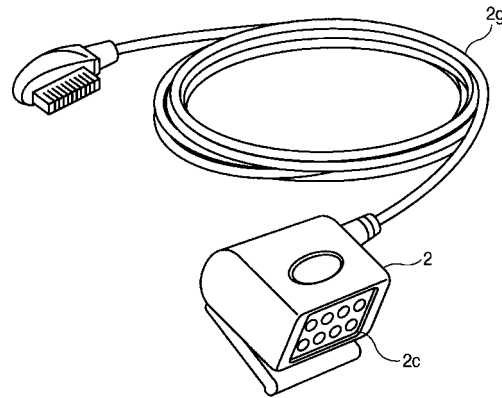
【 図 2 】



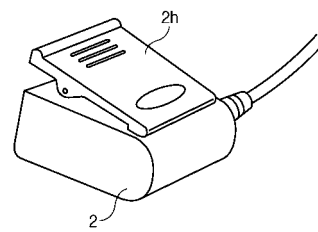
【 図 3 】



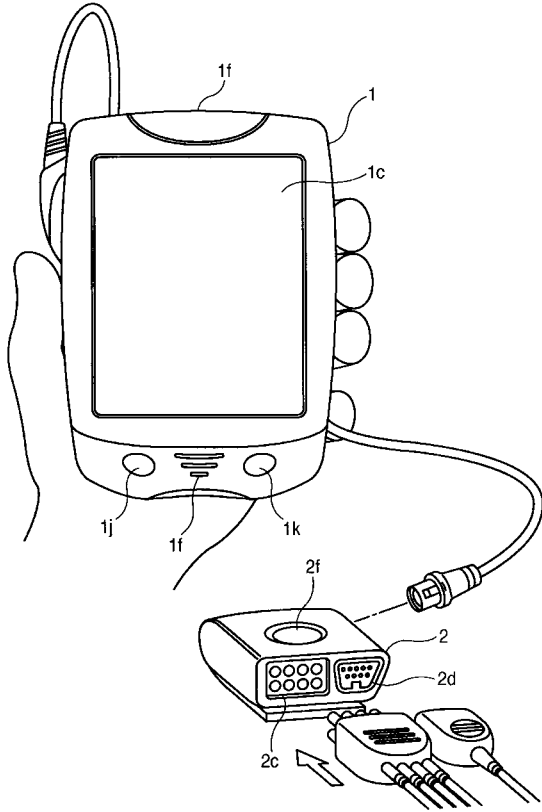
【 図 4 】



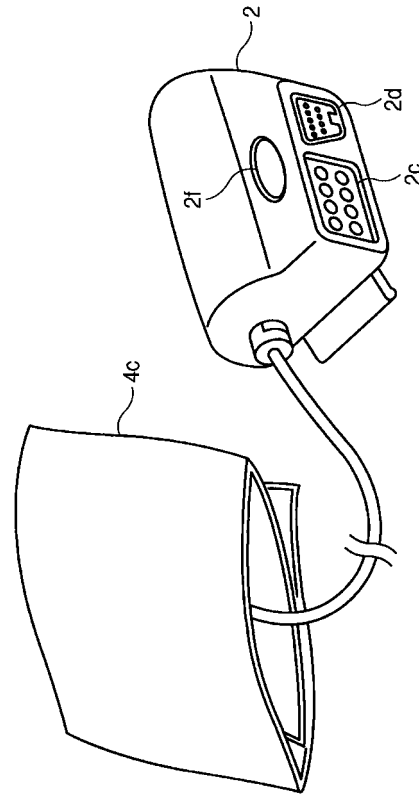
【 図 5 】



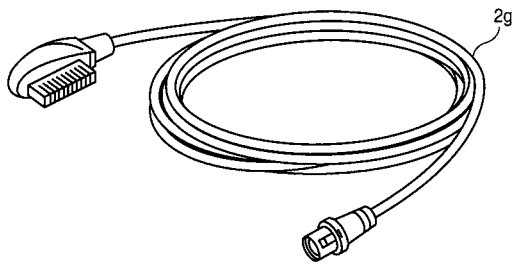
【 図 6 】



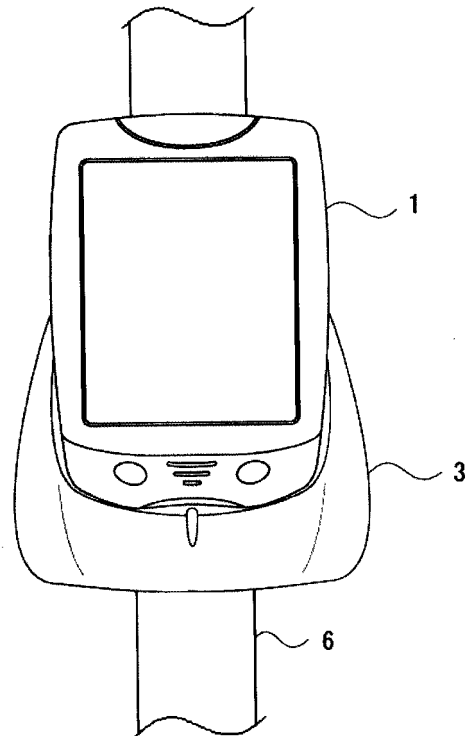
【 図 7 】



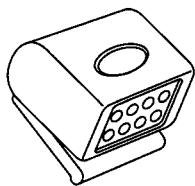
【 図 8 】



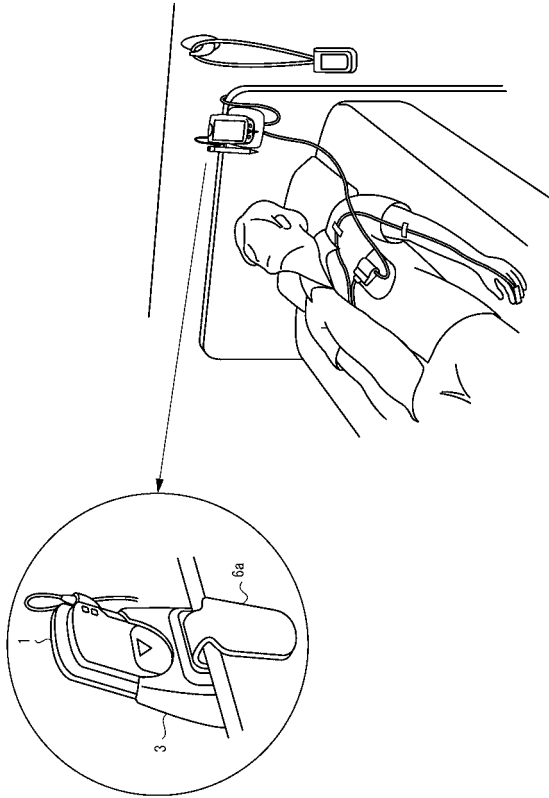
【 図 10 】



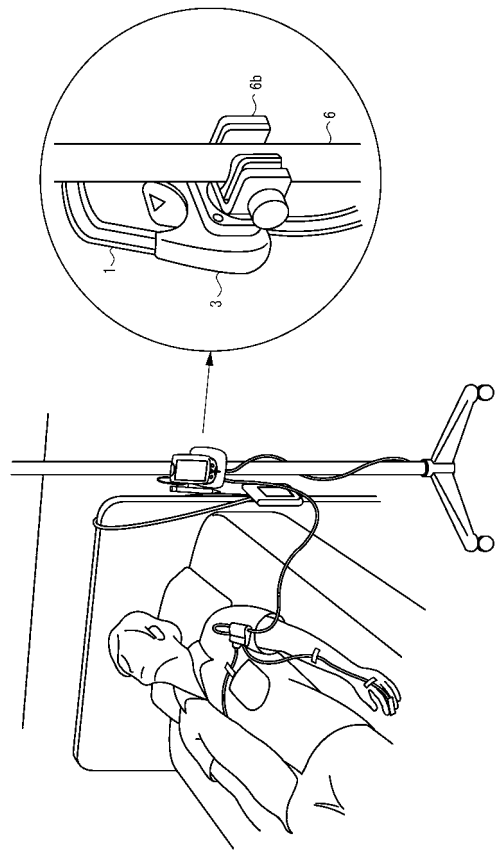
【 図 9 】



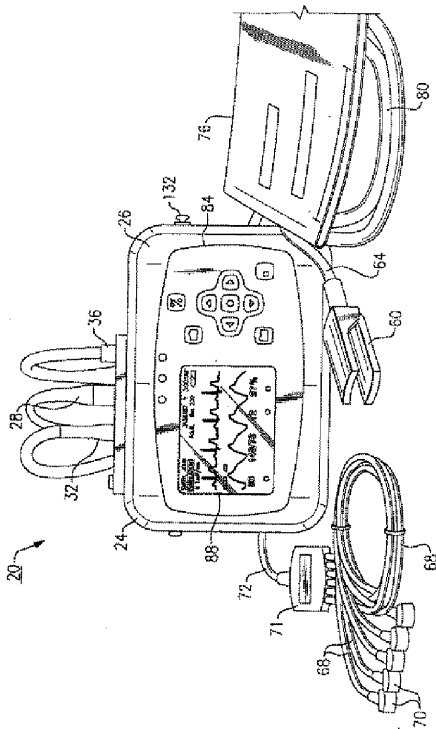
【 図 1 1 】



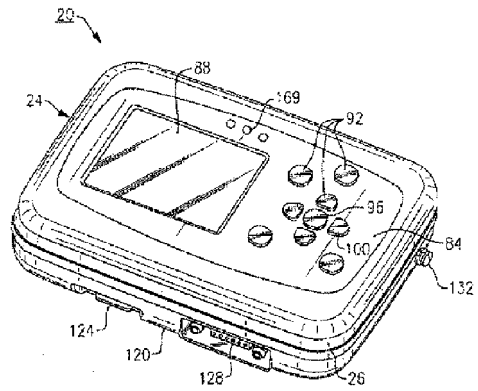
【 図 1 2 】



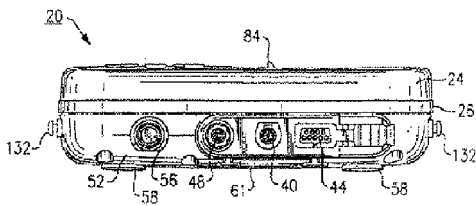
【 図 1 3 】



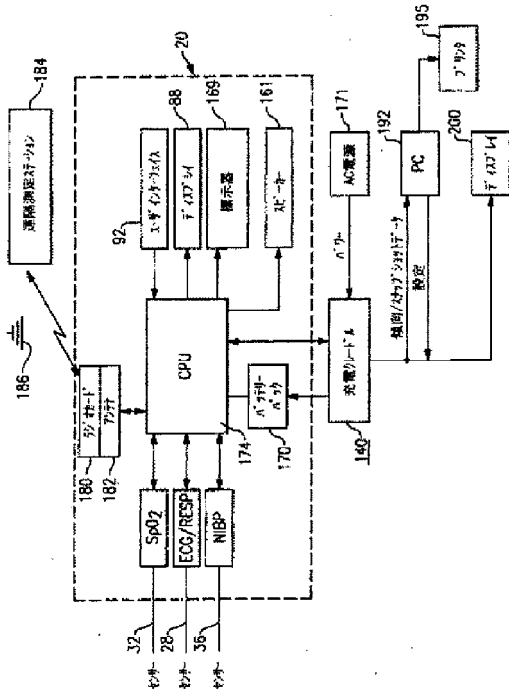
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【図16】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C117 XA01 XB04 XC11 XC14 XC15 XC16 XC18 XC27 XC28 XD17
XE15 XE17 XE23 XE37 XG03 XG20 XH12 XJ46 XJ47 XM02
XM04 XQ07 XR02
4C341 LL10