

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4373444号
(P4373444)

(45) 発行日 平成21年11月25日(2009.11.25)

(24) 登録日 平成21年9月11日(2009.9.11)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/022 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 3 8 Z
A 6 1 B 5/0245 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 3 2 B
 A 6 1 B 5/02 3 1 0 G

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-539304 (P2006-539304)	(73) 特許権者	000004226
(86) (22) 出願日	平成17年10月4日(2005.10.4)		日本電信電話株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/018370		東京都千代田区大手町二丁目3番1号
(87) 国際公開番号	W02006/038628	(74) 代理人	100070150
(87) 国際公開日	平成18年4月13日(2006.4.13)		弁理士 伊東 忠彦
審査請求日	平成19年3月1日(2007.3.1)	(74) 代理人	100124844
(31) 優先権主張番号	特願2004-294301 (P2004-294301)		弁理士 石原 隆治
(32) 優先日	平成16年10月6日(2004.10.6)	(72) 発明者	相原 公久
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日 本電信電話株式会社内
		(72) 発明者	林田 尚一
			東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日 本電信電話株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血圧測定結果を格納するための記憶手段と、時刻を測定するための時刻測定手段とを有する血圧計であって、

行動履歴を入力するための入力手段と、

血圧測定結果を、血圧測定時の時刻に対応付けて前記記憶手段に格納する手段と、

入力された行動履歴を、当該行動履歴に対応する時刻に対応付けて前記記憶手段に格納する手段とを有し、

前記血圧計は、耳珠に圧力を加えるための圧力印加部と、前記耳珠における脈波を検出するための検出部とを有する耳式血圧計である

ことを特徴とする血圧計。

【請求項 2】

前記行動履歴として入力する内容の候補を表示する表示手段を更に有する請求項 1 に記載の血圧計。

【請求項 3】

前記時刻測定手段が予め定めた時間間隔を計測することにより、当該予め定めた時間間隔で血圧測定を実行する請求項 1 に記載の血圧計。

【請求項 4】

前記入力手段から入力された条件に基づき、前記記憶装置に格納された血圧測定結果及び行動履歴を検索し、条件に適合したデータを抽出する検索手段を更に有する請求項 1 に

記載の血圧計。

【請求項 5】

前記検索手段は、前記入力手段から入力された行動内容に対応する血圧値を含む情報を抽出する請求項 4 に記載の血圧計。

【請求項 6】

前記検索手段は、前記入力手段から入力された血圧値に対応する行動履歴を含む情報を抽出する請求項 4 に記載の血圧計。

【請求項 7】

前記血圧計は、前記圧力印加部を備えたアームを有し、アームで前記耳珠を挟み、前記圧力印加部により前記耳珠の血管を圧迫することにより血圧を測定する請求項 1 ないし 6 のうちいずれか 1 項に記載の血圧計。

10

【請求項 8】

前記圧力印加部は、空気を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項 1 ないし 6 のうちいずれか 1 項に記載の血圧計。

【請求項 9】

前記検出部は、発光素子と受光素子からなる光電センサ、圧力センサ、振動センサ、コトコフ音を測定するためのマイクロフォン、のうちの少なくとも 1 つを有する請求項 1 ないし 6 のうちいずれか 1 項に記載の血圧計。

【請求項 10】

血圧測定結果を格納するための記憶手段と、時刻を測定するための時刻測定手段と、耳珠に圧力を加えるための圧力印加部と、前記耳珠における脈波を検出するための検出部とを有する耳式血圧計における処理の方法であって、

20

入力手段から行動履歴を受け取るステップと、

前記圧力印加部及び前記検出部により測定された血圧の測定結果を、血圧測定時の時刻に対応付けて前記記憶手段に格納するステップと、

入力された行動履歴を、当該行動履歴に対応する時刻に対応付けて前記記憶手段に格納するステップと

を有することを特徴とする方法。

【請求項 11】

前記行動履歴として入力する内容の候補を表示手段に表示するステップを更に有する請求項 10 に記載の方法。

30

【請求項 12】

前記入力手段から入力された条件に基づき、前記記憶装置に格納された血圧測定結果及び行動履歴を検索し、条件に適合したデータを抽出する検索ステップを更に有する請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記検索ステップは、前記入力手段から入力された行動内容に対応する血圧値を含む情報を抽出するステップを有する請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記検索ステップは、前記入力手段から入力された血圧値に対応する行動履歴を含む情報を抽出する請求項 12 に記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は血圧計に関し、特に行動履歴を記録する機能を有する血圧計に関する。

【背景技術】

【0002】

高齢化が進み、成人の生活習慣病への対応が社会的に大きな課題となっている。特に高血圧に関連する疾患の場合、長期の血圧データの収集が非常に重要である点が認識されている。このような観点から、血圧を始めとした各種の生体情報の測定装置が開発されてい

50

る。この中で日常の生活や行動の邪魔にならない装着部位として耳を選び、外耳道又は外耳中の他の部位に挿入し、常時装着できる携帯型の患者モニタ装置が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0003】

この装置は、血圧をはじめ脈拍、脈波、心電、体温、動脈血酸素飽和度等を生体内へ放射した赤外光、可視光の散乱光の受光量から計算するもので、患者の外耳道に挿入して装着するだけで各種の生体データを測定できるので、患者の身体的活動の自由度をほとんど制約せずに、患者の身体状態を自動的に監視できるものとされている。

【0004】

これらの生体情報測定のうち脈拍、脈波、酸素飽和度等は血管部の脈波信号や血液の吸収スペクトルを測定すれば良いから、光電センサと電子回路を用いて比較的容易に構成できる。一方、血圧を測定する場合には生体の測定部位を加減圧する過程で変化する脈波を把握する必要があるから、一般に、血圧測定装置には測定部位を加減圧するカフとカフに空気を送排気するポンプやバルブからなる空気系が必要である。

【0005】

また血圧測定装置の中には、上腕で24時間連続して血圧を測定し記録する血圧測定装置（例：A&D社TM2431）があり、高血圧治療の際、どのような降圧剤をどのように服用すれば治療に最も効果的かを定める手段等に利用されている。

【特許文献1】特開平9-122083号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記のように連続して血圧を測定する目的の一つは、日常生活における種々の行動に対応する血圧値を求めるためである。しかしながら、従来技術においては被測定者の行動は、被測定者自身が紙に筆記で記録するなどして残していた。紙に記録する方法はそれ自体煩雑であるばかりでなく、行動と血圧測定結果との関係を即座に把握することができず、診断に手間と時間がかかるという問題があった。

【0007】

本発明は上記の点に鑑みてなされたものであり、行動と血圧測定結果の関係を容易に把握することを可能とする血圧計を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の課題は、血圧測定結果を格納するための記憶手段と、時刻を測定するための時刻測定手段とを有する血圧計であって、行動履歴を入力するための入力手段と、血圧測定結果を、血圧測定時の時刻に対応付けて前記記憶手段に格納する手段と、入力された行動履歴を、当該行動履歴に対応する時刻に対応付けて前記記憶手段に格納する手段とを有する血圧計により解決できる。なお、当該行動履歴に対応する時刻とは、行動履歴入力時の時刻として、血圧計が自動的に付加するものでもよいし、被測定者が、行動時の時刻であるとして入力する時刻でもよい。

【0009】

前記血圧計は、行動履歴として入力する内容の候補を表示する表示手段を更に備えてもよく、前記時刻測定手段が予め定めた時間間隔を計測することにより、当該予め定めた時間間隔で血圧測定を実行するようにしてもよい。

【0010】

また、前記入力手段から入力された条件に基づき、前記記憶装置に格納された血圧測定結果及び行動履歴を検索し、条件に適合したデータを抽出する検索手段を更に備えることができる。具体的には、前記検索手段は、前記入力手段から入力された行動内容に対応する血圧値を抽出する。また、前記入力手段から入力された血圧値に対応する行動履歴を抽出することも可能である。また、本発明は、血圧測定結果を格納するための記憶手段と、時刻を測定するための時刻測定手段とを有する血圧計を行動履歴処理手段として機能させ

10

20

30

40

50

るプログラムであって、前記行動履歴処理手段は、行動履歴を入力するための入力手段と、血圧測定結果を、血圧測定時の時刻に対応付けて前記記憶手段に格納する手段と、入力された行動履歴を、当該行動履歴に対応する時刻に対応付けて前記記憶手段に格納する手段とを有するプログラムとして構成してもよい。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、行動履歴を入力し、入力された行動履歴を、行動履歴の時刻に対応付けて記憶手段に格納することとしたので、行動と血圧測定結果の関係を容易に把握することを可能とする血圧計が提供できる。

【図面の簡単な説明】

10

【0012】

【図1】耳介の構造図である。

【図2A】耳式血圧計の測定部30の構成例を示す図である。

【図2B】耳式血圧計の測定部30の構成例を示す図である。

【図3】耳式血圧計の耳介への装着例及び本体部の構成を示す図である。

【図4】カフ内に設置する光電センサの一例を示す図である。

【図5】カフの圧力74と血管の脈動に対応する脈波信号75、及び血圧波形70の関係を示す図である。

【図6】耳式血圧計の測定部の他の例を示す図である。

【図7A】測定部の保持部の例を示す図である。

20

【図7B】測定部の保持部の例を示す図である。

【図8】測定部と本体部とを一体とした場合の例を示す図である。

【図9】本発明の実施の形態における血圧計の本体部の構成例である。

【図10】血圧計への入力項目例を示す図である。

【図11】本発明の実施の形態における血圧計の本体部の他の構成例である。

【符号の説明】

【0013】

1 耳珠、2 対珠、3 耳甲介、4 対輪、5 耳輪、6 対輪脚、7 耳輪脚、8 耳甲介腔

31 第一のアーム、32 第二のアーム、33, 34 カフ、35 支軸、36 空気チューブ、37 信号線、40 距離可変機構、41 回転機構、61 発光素子、62 受光素子

30

10 耳介、11 外耳、12 外耳道、15 フレーム、16 保持部、17 センシング部、18 懸架部

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。以下、本実施の形態における耳式血圧計の基本的な構成を説明し、その後、行動履歴を記録する構成、更には、活動度に基づき血圧測定を開始する構成について説明する。

【0015】

40

(耳式血圧計の基本的な構成)

まず、耳式血圧計の説明に関連する耳介の構造と各部の名称について図1に示す耳介の構造図を参照して説明する。

【0016】

耳介とは、いわゆる耳のことであり、図1に示す耳の全体の総称である。耳介の各部は、耳珠1、対珠2、耳甲介3、対輪4、耳輪5、対輪脚6、耳輪脚7、耳甲介腔8と呼ばれる。本願において、「耳珠の内側」とは、図1における耳珠1の耳甲介腔8の側をいう。「耳珠の外側」とは、図1における耳珠1の耳甲介腔8と反対の側をいう。なお、耳介と外耳道を含む耳のことを外耳という。また、耳介付け根周辺の側頭部のことを外耳の周辺と呼ぶこととし、本明細書及び特許請求の範囲における「耳部」は、外耳及び外耳の周

50

辺を含む部分であるものとする。なお、耳介、外耳道の皮下には枝動脈が存在し、また、耳介付け根周辺の側頭部には、特に、耳珠のあたりで皮膚表層に現れそのまま上方に延びる浅側頭動脈が存在する。これらはいずれも脈波計測（血圧測定）に有用な部分である。

【 0 0 1 7 】

図 2 A 及び図 2 B は本実施形態の耳式血圧計の測定部 3 0 の構成例を示す図であり、図 2 A は正面図、図 2 B は平面図である。図 2 A、B において、3 1 は第一のアーム、3 2 は第二のアーム、3 3、3 4 はカフ、3 5 は支軸、3 6 は空気チューブ（中空チューブ）、3 7 は信号線、4 0 は距離可変機構、4 1 は回転機構であり、カフ 3 3 は内部に発光素子と受光素子とからなる光電センサを収容している。

【 0 0 1 8 】

当該測定部 3 0 には、カフ 3 3 及び 3 4 の各々に対して空気を送排気する空気チューブ 3 6、光電センサに対して信号送受をする信号線 3 7 が接続され、これら空気チューブ 3 6 及び信号線 3 7 は各々、第一のアーム 3 1 及び第二のアーム 3 2 の中を通り、それぞれ他端において外部に引き出されている。空気チューブ及び信号線で繋がる先は、空気送排気系や電子回路系が一つの筐体内に収容された本体部となっている。

【 0 0 1 9 】

測定部 3 0 は第一のアーム 3 1、第二のアーム 3 2、支軸 3 5 を備え、第一のアーム 3 1、第二のアーム 3 2 の各々の一方の一端は支軸 3 5 に接続されている。また、測定部 3 0 は、例えば第一のアーム 3 1 及び第二のアーム 3 2 の各々が支軸 3 5 に接続される部分、あるいは支軸 3 5 に、第一のアーム 3 1 と第二のアーム 3 2 が互いに対向する他端の間隔を調整する距離可変機構を備える。

【 0 0 2 0 】

図 2 A に示す測定部 3 0 の構成例においては、第一のアーム 3 1 と第二のアーム 3 2 が互いに対向する面の距離を可変する可変機構として、支軸 3 5 と第一のアーム 3 1 の角度を変化させて図 2 A に示す角度 θ を変化させることにより、第一のアーム 3 1 と第二のアーム 3 2 が互いに対向する面の間隔を調整する機能を有する。ここで、距離可変機構 4 0 の角度を可変にする機構としては、支軸 3 5 と第一のアーム 3 1 の角度をネジにより調整する機構、あるいはフリクションとネジ固定を併用する機構等のいずれでもよい。さらに、第一のアーム 3 1 と第二のアーム 3 2 が互いに対向する他端の間隔を調整する機構としては、支軸 3 5 の長さを伸縮させる機構でもよい。また、図 2 A に示す測定部 3 0 は、第一のアーム 3 1 と支軸 3 5 の接続部分に、支軸 3 5 を軸として、第一のアーム 3 1 を回転方向へ移動させる回転機構 4 1 を備えており、回転機構 4 1 は図 2 B に示す支軸 3 5 の軸方向から見た第一のアーム 3 1 の方向と第二のアーム 3 2 の方向のなす角度 ϕ を可変する機能を有する。なお、回転機構 4 1 を備えることは任意である。

測定部 3 0 は人体の耳介の突起部の一部、例えば耳介の耳珠 1 の両側にカフ 3 3、3 4 を接触させて、脈波情報を検出する機能を有する。図 3 に本耳式血圧計の耳介への装着例を示す。図 3 において、測定部 3 0 は耳珠 1 に両側から接するように装着され、第一のアーム 3 1 の備えるカフ 3 3 が耳珠 1 の外側、第二のアーム 3 2 の備えるカフ 3 4 が耳珠 1 の内側に接して装着される。第二のアーム 3 2 の一部及びカフ 3 4 は耳珠 1 の内側にあるので破線で示している。

【 0 0 2 1 】

ここで、カフ 3 3、3 4 を耳珠 1 の両側に接触する場合、カフ間の間隔は距離可変機構 4 0 により、第一のアーム 3 1 及び第二のアーム 3 2 の対向する面の距離を変化させることにより、適切な接触状態に調整し、さらに、カフ 3 3 及びカフ 3 4 の接触する位置は回転機構 4 1 により、図 2 B に示す角度 ϕ を変化させることにより、適切な位置に調整する。尚、本例のように測定部 3 0 を耳珠に装着する場合にカフ 3 3、3 4 で耳珠を挟むだけでは装着安定性が悪い。そこで、カフ 3 4 を耳珠 1 の内側に接して装着した場合、第二のアーム 3 2 と耳甲介 3 との間の空間をほぼ埋める形状のスポンジ材等を第二のアーム 3 2 の裏側に一体的に設ける。これにより、測定部 3 0 は、カフ部が耳珠表面に接すると同時にスポンジ材が耳甲介 3 に収まるように接して多点支持され測定部 3 0 全体が耳に安定し

10

20

30

40

50

て装着される。

図3に示すように、本体部は、カフに空気を送って膨張させる加圧部、膨張したカフ内から一定の割合で空気を排気してカフを減圧する減圧部、及びカフ内圧力を検出する圧力検出部からなる空気系を有している。本体部は、空気系に加えて、さらに発光素子を駆動する発光回路、発光素子の動脈照射によって得られる脈波信号を検出する脈波回路、及びこれらを制御する制御部を有している。これらの構成部が一つの筐体内に高密度に実装されて、胸ポケットに入る程度の大きさとなっている。本体部は、更に表示部、記憶部、タイマー、電池等を備えている。ここで、記憶部は例えばメモリである。以下、記憶部にメモリを使用するものとして説明する。また、表示部は、例えば液晶パネルや7セグメントの数字表示器等である。電池やメモリの詳細については後に説明する。また、後述するよ

10

【0022】

図4はカフ内に設置する光電センサの一例を示したものである。図4に示すように、カフ33が耳珠1に接する面に発光素子61と受光素子62が設置され、発光素子61の発光する光を耳珠1に入射させた入射光が耳珠1内の血管あるいは血管の中の血球により散乱され、散乱光66が受光素子62で受光される。ここで、受光素子62は、発光素子61から耳珠1へ入射した入射光が耳珠1内で散乱された散乱光66を受光する位置に設置される。

【0023】

このような発光・受光素子ペアによって、心臓の拡張・収縮に連動して生じる血管振動による波形、いわゆる脈波を検出することが出来る。そして、脈波を検出する過程において、カフ33、34により耳珠1を圧迫し、血管の血流を停止させた状態から、カフの空気圧を徐々に低下させ、この空気圧の低下の過程において、血管の脈動に対応する脈波を脈波信号として測定すれば、この脈波信号から血圧を測定することができる。

20

【0024】

図4において、発光素子61及び受光素子62は必ずしもカフ33の膨張面上に設定する必要はないが、発光素子61及び受光素子62を、カフ33の膨張面上に固定することにより、カフ33に空気を挿入し耳珠1に圧力を印加する場合及びカフ33及びカフ34の空気を抜いて耳珠1に印加する圧力を減じる場合、カフ33と発光素子61、及びカフ55と受光素子62のそれぞれが一緒に移動し、カフ34と発光素子61、受光素子62

30

【0025】

また、図4において、カフ33内に発光素子と受光素子のペアを配置して照射光の反射方向に散乱する光を検出する反射型としたが、カフ33内には発光素子をカフ34内に受光素子を配置して照射光の透過方向に散乱する光を検出する透過型とすることも出来る。また、両型において、発光素子と受光素子の位置を逆にする等適宜配置を設定することが可能である。

【0026】

図5に、カフ33、24が加えるカフの圧力74と血管の脈動に対応する脈波信号75、及び血圧波形70の関係を示す。図5において、血圧は血圧波形70により示すように心臓の運動により鋸歯状の波形を示しながら全体的に緩やかにうねるような変化を示す。血圧波形70は血圧測定の原理説明のために示したものであり、血管内に挿入された精密な血圧測定器により測定可能である。

40

【0027】

図5に示すカフの圧力74は、カフに空気を挿入して耳珠1に圧力を加えて、血流が停止する程度の高い圧力にした状態から、カフ内の空気を徐々に抜いて、時間の経過とともにカフの圧力を徐々に低下させている様子を示している。図5にカフの圧力74の低下過程において、測定される脈波の波形を脈波信号75として示している。図5に示すように、カフの圧力74が十分高い状態では血流が停止し、脈波信号75はほとんど現れないが

50

、カフの圧力74が低下するにともなう、脈波信号75は小さな三角状の波形として出現する。この脈波信号75が出現する時点をS1点76として示している。さらに、カフの圧力74を低下させると脈波信号75の振幅は増大し、S2点77において最大値に達する。さらに、カフの圧力74を低下させると脈波信号75の振幅は緩やかに減少した後、上端部が一定値となり平坦な状態を示し、さらに若干の時間遅れの後に、脈波信号75の下端部も一定値に転換するが、この脈波信号75の下端部の値が一定値へ転換する時点をS3点78で示している。以上のカフの圧力74の低下過程の、S1点76に対応するカフの圧力74の値が最高血圧71であり、S2点77に対応するカフの圧力74の値が平均血圧72であり、S3点78に対応するカフの圧力74の値が最低血圧73となることが知られている。

10

【0028】

以上述べたように、カフの圧力74を血管の血流が停止する程度の高い圧力から減圧する過程で、脈波信号75は変化して、独特な形状を示すので、例えば、各時点の血圧に対応する脈波信号75の形状を記憶しておけば、任意時点で測定した脈波信号75から、その測定時点の血圧値が最高血圧と最低血圧の間のどの位置に相当するかを測定することができる。また、脈波信号75は最高血圧71に対応するS1点76、平均血圧72に対応するS2点77、最低血圧73に対応するS3点78においては、特に顕著な波形の変化を示すので、これらの波形の変化の特徴を記憶して、波形の変化の特徴から血圧を測定することも可能である。例えば、脈波信号75の振幅が最大となる平均血圧72に対応するS2点77を測定した時点で、脈波信号75が常に最大値となるようにカフの圧力74を

20

【0029】

以上は光電センサによる容積脈波を検出して最高血圧と最低血圧を求める例である。この耳式血圧計では、光電センサを圧電センサに変えて耳珠に圧電センサを押し付け脈波信号を検出する圧脈波方式とすることが出来る。また光電センサに変えて小型のマイクロホンを採用することによりコロトコフ方式とすることも出来る。更に、カフの振動から脈波を検出する振動センサを用いてもよい。また、圧力を耳に印加するものとして、カフのように空気を用いる機構のほか、アクチュエータのような機械的な機構を用いてもよい。

30

【0030】

また、本実施の形態の基本となる耳式血圧計としては、上記のようなアームで耳介の一部を挟むことにより血圧を測定する耳式血圧計の他、図6に示すような外耳道に測定部を挿入する耳式血圧計でもよい。同図に示す血圧計の測定部は、中空のフレーム15、該中空のフレーム15を外耳道に保持する保持部16、該中空のフレーム15に取り付けたセンシング部17により構成する。図6は保持部16を外耳11に装着した状態を示している。保持部の製作においては、例えば、被計測者の外耳11及び外耳道12の形状をポリマー性樹脂印象材等で型取りし、この型を元に例えばシリコン樹脂等で全体の形を作り、音響の通路を確保するための中空部分をくり抜き、フレーム15を形成し、センシング部17を設置する。センシング部は、発光素子171、受光素子172、及び圧力発生機構173を有し、図3に示したような本体部と空気チューブ、信号線等で接続される。この血圧計では、外耳道の動脈を圧迫して血圧を測定する。なお、血圧を測定する原理は、図3に示した血圧計と同様である。

40

【0031】

また、図7A、Bに示すように、保持部16を外耳11に懸架する懸架部18を備えてもよい。懸架部18の形状は図7Aに示すように耳介10を後頭部側へ取り巻く形でも良く、または図7Bに示すように耳介10の顔面側へ取り巻く形でも良く、あるいは円形状でも良く、あるいは直線状でも良い。

【0032】

また、上記の各耳式血圧計において本体部と測定部とを別々に設ける代わりに、図8に示すように、本体部と測定部とを一体にして構成することもできる。この場合、本体部と

50

測定部とを接続する空気チューブは不要となる。なお、図 8 は、外耳道に挿入するタイプの例であるが、図 3 に示した血圧計でも、アームに本体部を取り付ける等して、本体部と測定部とを一体にして構成することが可能である。

【 0 0 3 3 】

[詳細構成例]

上記の耳式血圧計は、電池、メモリ、及びタイマーを備えるため、予め定めた時間間隔で最低 2 4 時間血圧を測定しその測定値を保存し続けることが可能となる。予め定めた時間間隔で血圧を測定する場合の動作は次の通りである。

【 0 0 3 4 】

記憶部に予め定めた時間間隔を設定しておく。そして、制御部が、その値とタイマーを参照することにより、予め定めた時間になったことを検知する度に、血圧測定を行うように発光回路、加圧部、減圧部等を制御する。血圧測定の結果は、測定時刻に対応付けて記憶部に記録される。また、結果を保存するとともに、その時の血圧値や脈拍等を表示部（液晶パネルや 7 セグメントの数字表示器等）に表示する。また、血圧測定終了後に、血圧値を時系列で表示することも可能である。

10

【 0 0 3 5 】

以下、最低 2 4 時間血圧を測定しその測定値を保存し続け、保存したデータを利用するという観点での詳細構成例について説明する。

【 0 0 3 6 】

まず、本体部で使用する電池としては充電可能な電池を用い、本体部に充電用のコネクタを備える。充電可能な電池としては、例えば L i イオン電池、N i - C d 電池等である。このような充電可能な電池を用いることにより、継続的な測定に適した血圧計を提供できる。なお、本体部に、電池が交換可能なように電池ボックスを備え、電池として、単 4、単 3、単 2、単 1、0 0 6 P、ボタン電池等を用いる構成としてもよい。

20

【 0 0 3 7 】

更に、電池を用いる代わりに、発電部を備え、発電部から各機能部への給電を行ってもよい。発電部としてはアルコール電池や燃料電池等を使用することが可能である。

【 0 0 3 8 】

また、メモリとして、取り外し可能なメモリを用い、本体部には、メモリを取り外し可能とするための構成として、メモリスロットを備える構成としてもよい。メモリとしては U S B メモリ、S D カード、P C M C I A カード、メモリスティック等のパーソナルコンピュータ用メモリ等を使用することが可能である。このように、取り外し可能なメモリを用いることにより、計測データを容易にパーソナルコンピュータ等に移し、パーソナルコンピュータで解析を行うことが可能となる。

30

【 0 0 3 9 】

また、本体部に、外部との通信により自動的にタイマーの時刻合わせをする機能を備えてもよい。自動的に時刻合わせをする機能としては例えば N T P がある。その場合、通信コネクタ、及びネットワーク通信機能を本体部に備える。通信コネクタとしては、U S B コネクタ、R S - 2 3 2 C 用 D - s u b 1 5 ピンコネクタ、L A N 用 R J - 4 5 コネクタ、等を使用することができる。なお、後述する無線通信機能を用いて、G P S 電波や標準電波を用いて自動時刻合わせをすることもできる。

40

【 0 0 4 0 】

このように、自動的に時刻合わせを行う機能を備えることにより、正確な時刻における血圧の値を把握することが可能となる。

【 0 0 4 1 】

また、本体部に U S B コネクタ、R S - 2 3 2 C 用 D - s u b 1 5 ピンコネクタ、L A N 用 R J - 4 5 コネクタ、等の通信コネクタを備え、メモリに保存した測定値を、メモリを取り外すことなく本体外部に出力する構成としてもよい。また、無線通信を用いてメモリに保存した測定値を本体外部に出力するよう構成することもできる。その場合、本体部に無線通信部を備える。無線通信部の機能としては、例えば、B l u e t o o t h、微弱

50

無線、特定省電力無線、無線LAN(802.11b, 802.11a, 802.11g等)等を使用することが可能である。

【0042】

このように無線により測定結果を外部に出力する機能を備えることにより、例えば、遠隔で被測定者の血圧値をモニターすることができる。

【0043】

なお、上述したメモリや通信機能の技術自体は周知の技術であり、当業者であれば血圧計に容易に実装可能である。

【0044】

上記のような構成の耳式血圧計によれば、耳で血圧を測定することにより、圧迫する面積が上腕に比して格段に小さくなるため、他の方式(腕式等)と比べて血圧測定時における被測定者への負荷が大幅に減少する。また耳と心臓との高さは、立つ、座る等、横たわる以外の姿勢では日常生活でほとんど変化することがないため、測定誤差が上腕に比して格段に小さくできる。よって、本構成によれば、24時間以上連続して血圧を測定し、記録することを可能とした血圧計を提供できる。

10

【0045】

(行動履歴を記録する構成)

以下、本発明の実施の形態である、行動履歴を記録する構成を有する血圧計について説明する。本血圧計は、血圧測定結果を年月日時分秒情報を付加して記憶部に記録するとともに、被測定者の行動履歴を年月日時分秒情報を付加して血圧値とともに記憶部に記録する機能を有するものである。

20

【0046】

図9に、本体部の構成例を示す。図9に示すように、図3の基本構成に対して、データ入力のための入力部、及びデータ検索のための検索部が備えられる。入力部は、キーボード、もしくはボタン等を含む。また、入力部として、表示部である液晶ディスプレイから直接入力を行う機構を用いてもよい。

【0047】

本実施の形態では、表示部に入力項目が表示され、入力部を用いて選択を行う。例えば、まず中項目を選択し、さらにプルダウンメニュー等で入力項目を選択する。もちろん、メニュー選択を用いずに行動内容を直接入力してもよい。図10に、選択項目の例を示す。また、自覚症状がある場合の症状の投入項目としては、「胸痛」、「動悸」、「息切れ」、「めまい」、「倦怠感」等がある。

30

【0048】

入力データは、タイマーから出力される現在時刻(年月日時分秒情報を含む)が付加されて記憶部に格納される。また、時刻を自動的に付加する代わりに、現在時刻を手動で入力してもよい。自動か手動かは使用者が選択できるものとする。

【0049】

このように、行動履歴を時刻と対応付けて格納できるため、一定時間間隔で計測され、時刻に対応付けて格納された血圧値が、どのような行動のときのものを容易に把握することができる。なお、時刻と対応付けて行動履歴を記憶部に格納する処理、及び、時刻に対応付けて血圧測定結果を記憶部に格納する処理は制御部の制御により実行される。

40

【0050】

記憶部に格納された行動履歴及び血圧値のデータは種々の条件で検索し、表示可能である。例えば、所定の血圧値の範囲を入力すると、その範囲にある検索結果(年月日時分秒、行動履歴、症状、収縮期血圧値、拡張期血圧値等)を時系列で表示する。

【0051】

より詳細には、例えば、「収縮期血圧 以上」及び「拡張期血圧 以上」を入力し、これらのAND条件、もしくは、これらのOR条件で検索を行うことが可能である。ANDかORかは使用者が選択できる。また、「収縮期血圧 以下」、「拡張期血圧 以下」のAND条件もしくはOR条件で検索することもできる。なお、「収縮期血圧

50

以上」等の条件の入力は、直接数値を入力することの他、プルダウンメニュー等で条件を選択できる構成としてもよい。

【 0 0 5 2 】

また、特定の行動履歴を検索キーワードとして入力することにより、その行動履歴をキーとして検索を行い、時系列的に、検索結果（年月日時分秒、症状、収縮期血圧、拡張期血圧）を表示することもできる。更に、症状を検索キーワードとして用いてもよい。

【 0 0 5 3 】

上記の検索処理は、検索部を用いて行う他、記憶部に検索用プログラムを搭載しておき、制御部がその検索用プログラムを実行することにより行ってもよい。

【 0 0 5 4 】

上記のように種々の検索が可能であるが、上記の検索は必ずしも血圧計内で行う必要はない。例えば、行動履歴と血圧値及びこれらに対応する時刻のデータを第1の実施の形態で説明した方法でパソコンに移し、パソコン内で上記の検索を行ってもよい。

【 0 0 5 5 】

従来は、行動履歴を紙に筆記により記録し、後にこの記録と血圧値とを照らし合わせる等の煩雑な作業が必要であるという問題があったが、本実施の形態によればこの問題が解消される。本実施の形態では、耳式血圧計を例にとったが、行動履歴を時刻とともに記録する構成は、耳式血圧計に限らず適用可能である。

【 0 0 5 6 】

（活動度等に基づき血圧測定を実行する構成）

次に、活動度等に基づき血圧測定を実行する構成を更に備えた血圧計の例について説明する。ここでは、血圧計に活動度を検出するためのセンサーを備える。そして、活動度から身体的負荷を検出し、それをトリガとして血圧測定を開始する。このような構成とすることにより、活動度及び血圧と、行動履歴との関係を容易に把握することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

図11に、この場合の血圧計の本体部の構成例を示す。活動度を検出するためのセンサーとして、加速度センサーを本体部（測定部でもよい）に備える。なお、加速度センサーは必ずしも血圧計に設置する必要はなく、被測定者の動作を検知できる部分であればどこに取り付けてもよい。ただし、加速度センサーと本体部とは信号線で接続される。

【 0 0 5 8 】

また、加速度センサーに加えて、活動度測定部と脈拍数検出部とを備える。活動度測定部は、加速度センサーからの信号に基づき、単位時間当たりの被測定者の歩数を検出する機能を有している。本実施の形態では、この単位時間当たりの歩数を「活動度」とする。単位時間は任意に設定することが可能であるが、例えば5分として設定する。なお、活動度は単位時間当たりの歩数に限定されるものではなく、人の活動の度合いを示す量であればどのようなものを用いてもよい。

【 0 0 5 9 】

脈拍数検出部は、脈波回路で検出した脈波に基づき、脈拍数を検出する機能を有している。

【 0 0 6 0 】

このような構成の血圧計を用いて、活動度が設定した閾値以上であるときに自動的に測定を開始し、その後、予め定めた一定時間間隔で、予め定めた時間の間、もしくは予め定めた回数だけ血圧を測定する。より具体的には、記憶部に予め閾値を設定しておく。そして、活動度測定部がその値を参照し、活動度がその値以上になったときに制御部に血圧測定を開始するように指示する。そして、制御部が血圧測定を行う各機能部に対して動作を行うよう指示をする。

【 0 0 6 1 】

測定した結果は、表示部から表示するとともに、測定時刻及び測定したときの活動度の値とともに記憶部に格納しておく。これにより、身体的な負荷が印加された状況での血圧測定を実施することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

従来技術における連続的に血圧を測定するための血圧計でこのようなことを実施しようとするれば、連続的に長時間血圧を測定し、測定後に活動度と血圧測定値とを照らし合わせる等の煩雑な作業が必要になる。また、連続的に長時間血圧を測定しなければならないので、被測定者への負担や電池容量不足の問題も生じる。一方、本実施の形態の血圧計によれば、このような問題は解消される。

【 0 0 6 3 】

また、活動度が設定した閾値以下であるときに自動的に測定を開始してもよい。これにより、身体的な負荷が印加されない状況での血圧測定を実施できる。

【 0 0 6 4 】

更に、脈波数検出部を利用することにより、活動度が予め設定した閾値以下でかつ、脈拍数が予め設定した脈拍数以上であるときに自動的に測定を開始することもできる。活動度が低く、かつ脈拍数が高い場合は、精神的な負荷が印加された状態であると考えられることから、このような方法で測定を行うことにより、精神的な負荷が印加された状態での血圧測定を行うことが可能である。

【 0 0 6 5 】

また、活動度が予め設定した閾値以下でかつ、脈拍数が予め設定した脈拍数以下であるときに自動的に測定を開始するようにしてもよい。これにより、身体的な負荷も精神的な負荷も印加されない状態での測定が可能となる。

【 0 0 6 6 】

血圧測定の開始トリガとして用いる活動度と脈拍数の組み合わせは上記に限られず、任意に設定してよい。例えば、「活動度が予め設定した閾値以上でかつ、脈拍数が予め設定した脈拍数以上」、「活動度が予め設定した閾値以上でかつ、脈拍数が予め設定した脈拍数以下」、「活動度が予め設定した閾値以下、又は、脈拍数が予め設定した脈拍数以上」、「活動度が予め設定した閾値以下、又は、脈拍数が予め設定した脈拍数以下」、「活動度が予め設定した閾値以上、又は、脈拍数が予め設定した脈拍数以上」、「活動度が予め設定した閾値以上、又は、脈拍数が予め設定した脈拍数以下」、等の条件を採用することが可能である。

【 0 0 6 7 】

なお、上記の各測定方法において、血圧測定開始のトリガとなる状態が長時間続く場合には、例えば、一定時間をおいて測定を行うようにすればよい。また、上記の各測定方法のうちどの測定方法を用いるかの設定は、本体部に備える入力部から行うようにすればよい。

【 0 0 6 8 】

本実施の形態によれば、例えば、活動度が高いにもかかわらず血圧が上がらない等といった異常を、長時間連続的に血圧を測定することなく検出することが可能となる。また、耳部分に保持される耳式血圧計を用いたことから、歩行中等の活動中であっても血圧を測定でき、上記の活動度と血圧との関係を容易に把握することができる。これらは従来の A B P M 血圧計では実現できなかったことである。

【 0 0 6 9 】

なお、これまでに説明した実施の形態における本体部の処理をプログラムを用いて実現してもよい。その場合、記憶部に当該プログラムを格納し、制御部（コンピュータの C P U に相当する）がそのプログラムを実行し、これまでに説明した活動度測定部、脈拍数検出部、表示部、入力部、検索部等の処理を実現する。例えば、そのプログラムは、読み書き可能なメモリに格納され、血圧計にそのメモリをセットすることにより、本体部で実行される。また、プログラムを格納する記録媒体としては、上記以外にも、フロッピー（登録商標）ディスク、C D - R O M 等を用いることも可能である。

【 0 0 7 0 】

本発明は、上記の実施例に限定されることなく、特許請求の範囲内で種々変更・応用が可能である。

10

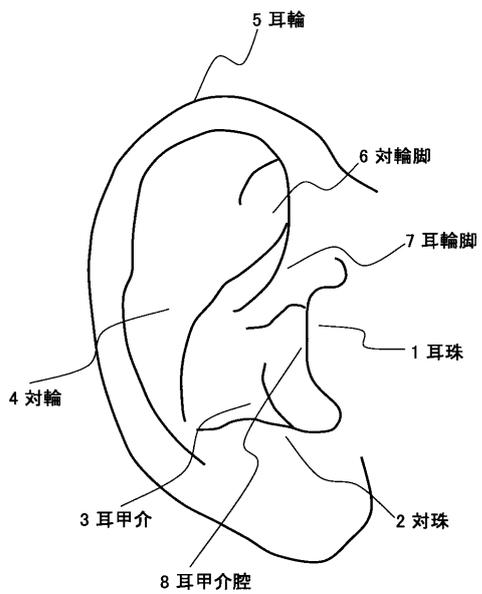
20

30

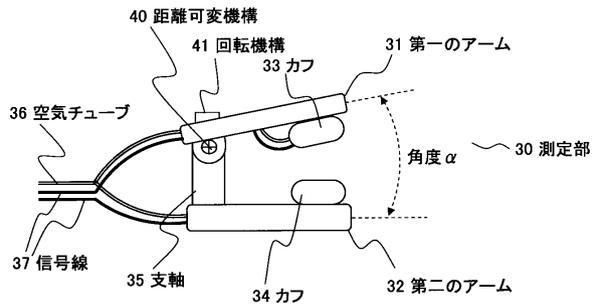
40

50

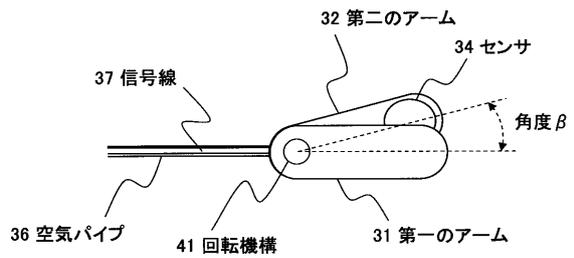
【図 1】



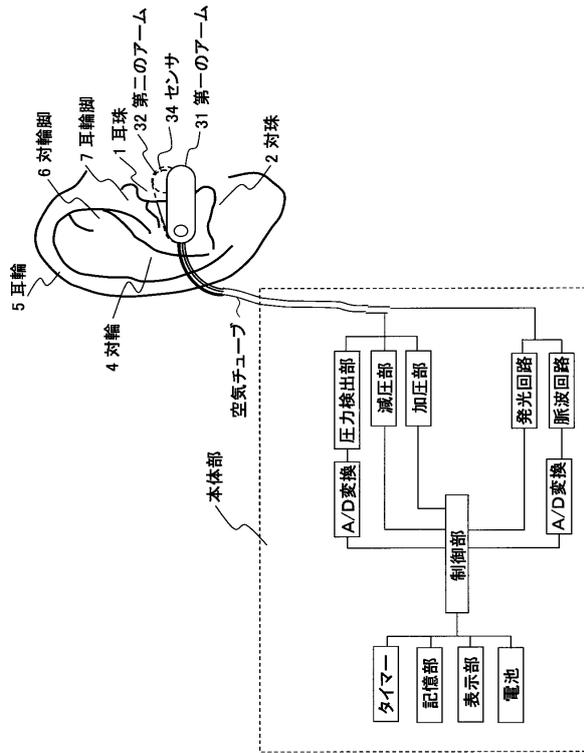
【図 2 A】



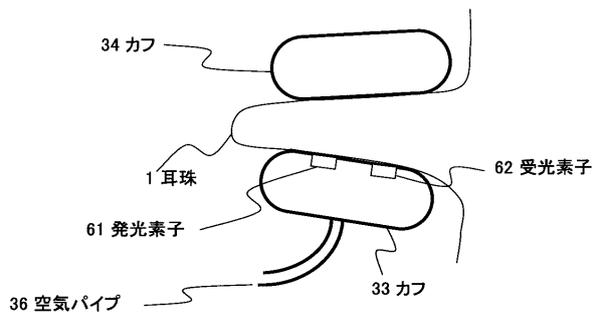
【図 2 B】



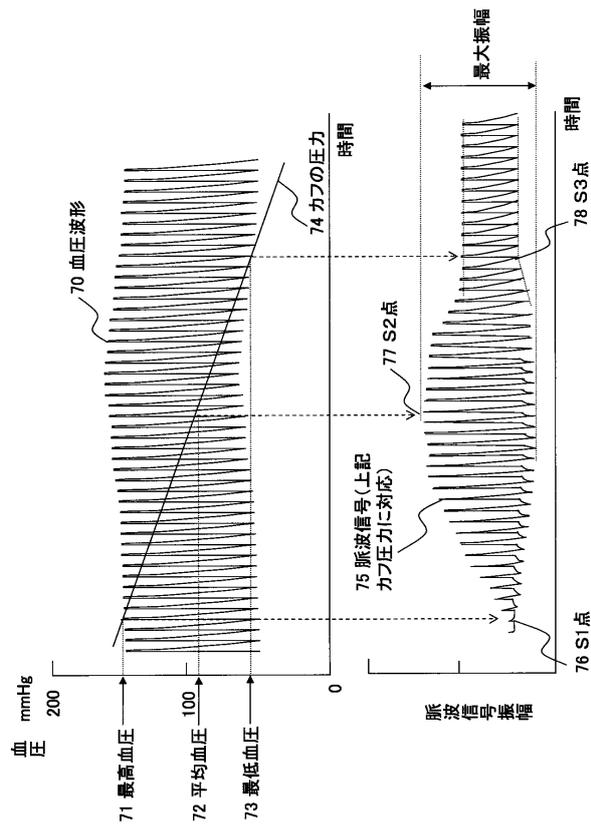
【図3】



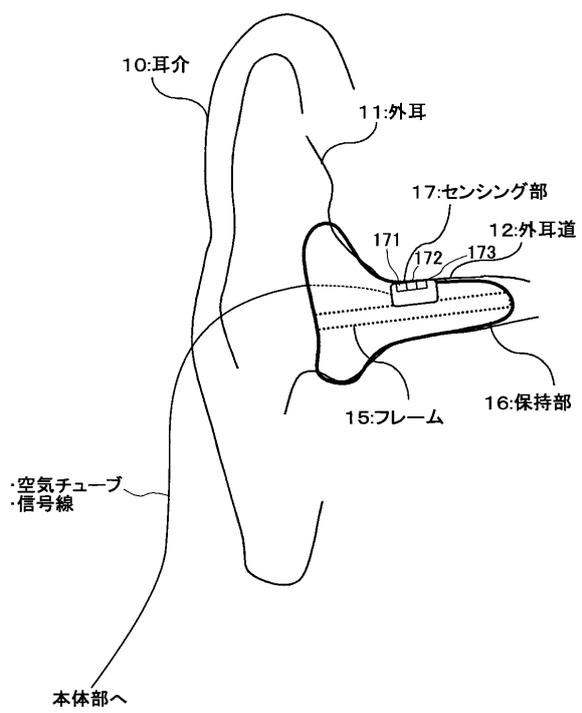
【図4】



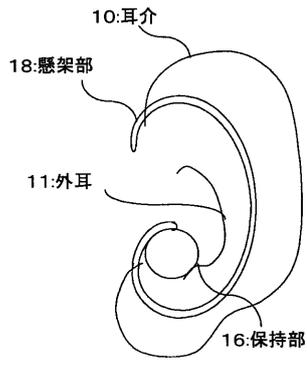
【図5】



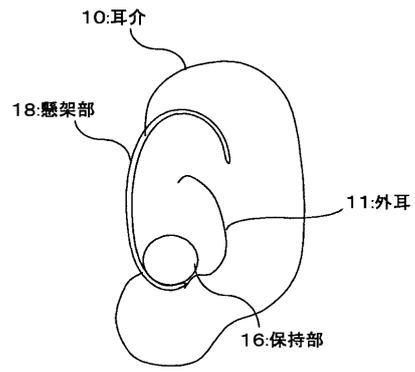
【図6】



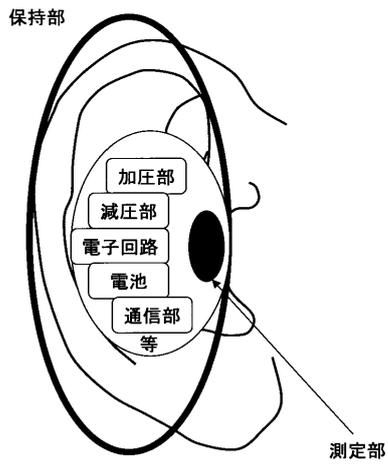
【図7A】



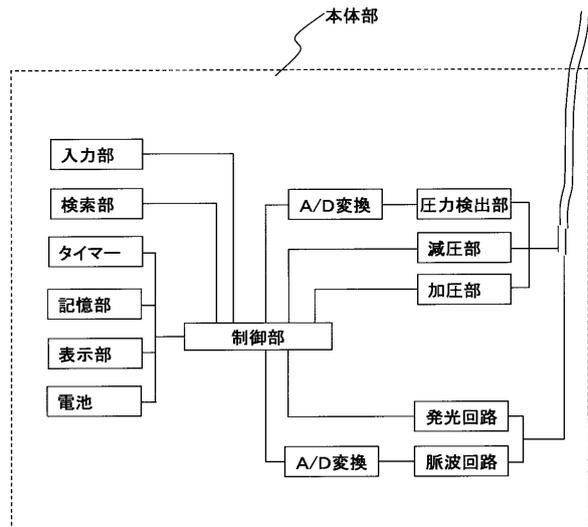
【図7B】



【図8】



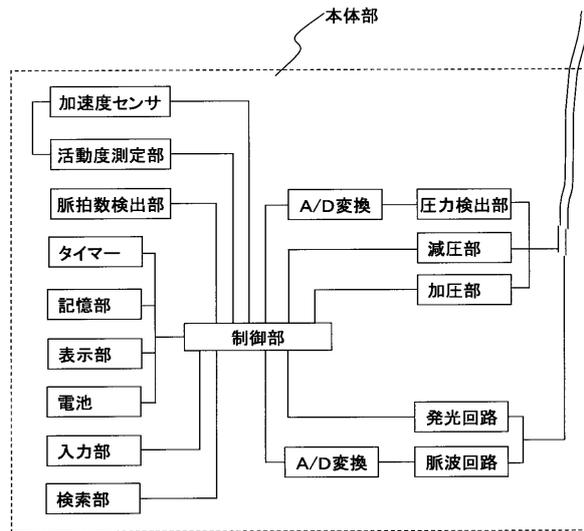
【図9】



【図10】

中項目	入力項目
服薬	服薬
日常生活	起床、排尿、排便、食事、飲酒、入浴、屋敷、就寝、会話、休憩、娯楽
家事	買い物、掃除、洗濯、炊事
移動	バス、電車、飛行機、船、歩行、駆け足、自転車、バイク、運転、階段昇降
仕事	仕事
運動	運動

【図11】



フロントページの続き

- (72)発明者 美野 真司
東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 小泉 弘
東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 多々良 尚愛
東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 小口 泰介
東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 嶋田 純一
東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開昭61-193643(JP,A)
特開平10-286241(JP,A)
特開2001-070260(JP,A)
特開平04-256727(JP,A)
特公平04-017651(JP,B2)
特開平07-275226(JP,A)
欧州特許出願公開第1797819(EP,A1)
米国特許出願公開第2008/97228(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/02 - 5/03