

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5353232号
(P5353232)

(45) 発行日 平成25年11月27日(2013.11.27)

(24) 登録日 平成25年9月6日(2013.9.6)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/02 (2006.01)
 A 6 1 B 5/02 3 3 2 F
 A 6 1 B 5/02 3 3 8 Z

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-331054 (P2008-331054)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成20年12月25日 (2008.12.25)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2010-148712 (P2010-148712A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地
(43) 公開日	平成22年7月8日 (2010.7.8)	(74) 代理人	100064746
審査請求日	平成23年11月28日 (2011.11.28)		弁理士 深見 久郎
		(74) 代理人	100085132
			弁理士 森田 俊雄
		(74) 代理人	100083703
			弁理士 仲村 義平
		(74) 代理人	100096781
			弁理士 堀井 豊
		(74) 代理人	100098316
			弁理士 野田 久登
		(74) 代理人	100109162
			弁理士 酒井 将行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子血圧計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被測定者の血圧を測定するための電子血圧計であって、
 被測定者の所定の身体部位に巻き付けるためのカフと、
 前記カフ内の圧力を検知するための圧力検知手段と、
 前記圧力検知手段からの信号に基づいて、前記被測定者の血圧を測定するための制御を行なうための測定制御手段と、

電池手段と、

前記電池手段の電圧を検出するための電圧検出手段と、

前記測定制御手段による測定前後における電圧の消費量に関する消費量データを記憶するための記憶手段と、

前記電池手段の現在の電圧値と、1回分の消費量とに基づいて、測定可能回数を算出するための算出手段と、

算出された前記測定可能回数を報知するための報知手段とを備え、

前記1回分の消費量は、対応する被測定者についての前記消費量データに基づく値であって、且つ前回分の消費量と、過去の消費量の統計値とのうちのいずれかであることが予め定められ、

前記記憶手段は、前記消費量データを、被測定者を特定するための識別情報と対応付けて記憶する、電子血圧計。

【請求項 2】

前記消費量データは、測定開始前における第1の電圧データと、測定後における第2の電圧データとを含み、

前記算出手段は、さらに、前回の前記第2の電圧データが示す電圧値と前記現在の電圧値との差を表わす回復量に基づいて、前記測定可能回数を算出する、請求項1に記載の電子血圧計。

【請求項3】

前記算出手段は、前記現在の電圧値と前記電池手段の下限電圧値との差を、前記1回分の消費量と前記回復量との和で除算することにより、前記測定可能回数を算出する、請求項2に記載の電子血圧計。

【請求項4】

温度を検出するための温度検出手段をさらに備え、

前記下限電圧値は、前記温度検出手段により検出された温度に応じて設定される、請求項3に記載の電子血圧計。

【請求項5】

前記下限電圧値は、前記被測定者の腕の太さに応じて設定される、請求項3に記載の電子血圧計。

【請求項6】

前記報知手段は、前記測定可能回数が特定回数より多い場合に、前記測定可能回数を所定回数おきに報知し、前記測定可能回数が前記特定回数以下の場合には、前記測定可能回数を1回単位で報知する、請求項1～5のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項7】

前記電池手段は、一次電池および二次電池のうち少なくとも一方を含む、請求項1～6のいずれかに記載の電子血圧計。

【請求項8】

前記報知手段は、前記測定可能回数を表示するための表示手段を含む、請求項1～7のいずれかに記載の電子血圧計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子血圧計に関し、特に、電池を備えた電子血圧計に関する。

【背景技術】

【0002】

毎日血圧を測定することは、健康管理の上で非常に重要である。そのために、院外でも血圧を測定できる家庭用の電子血圧計が普及している。

【0003】

電子血圧計は、一次電池（以下「乾電池」という）、AC（Alternating Current）アダプタ、または二次電池（以下「充電電池」という）によって駆動している。

【0004】

乾電池および充電電池のうちどちらか一方の電池を使用する場合は、測定途中で容量（残量）不足となり測定できないといった問題点があった。

【0005】

そこで、従来より、特開2001-245857号（特許文献1）に示されるように、公報電池を使用する血圧計において、残りの測定可能回数（測定残回数）を報知する技術が提案されている。具体的には、電圧値からアルカリ電池またはマンガン電池のどちらかの放電特性に当てはめることで、測定可能回数を算出している。

【特許文献1】特開2001-245857号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記従来の技術では、電池の放電特性から測定可能回数を算出している

10

20

30

40

50

ので、この特性に当てはまらないと精確に算出できない。つまり、電池の個体差を吸収出来ない。

【0007】

また、電池の種類をアルカリかマンガンか判定し、放電特性に当てはめ算出しているので想定外の種類電池に対応できない。

【0008】

また、従来技術では、電圧値の降下量は一定としている。しかしながら、被測定者の腕の太さの違いにより、電池を消費するポンプの駆動時間が異なる。また、被測定者の最高血圧付近まで加圧する仕様の血圧計の場合、被測定者の最高血圧値に応じて、ポンプの駆動時間が異なる。そのため、電圧値の降下量は一定と限らない。したがって、従来技術では、被測定者に応じて精度の高い測定可能回数を報知することができない。

10

【0009】

本発明は、上記のような問題を解決するためになされたものであって、その目的は、被測定者に応じて精確に残りの測定可能回数を報知することのできる電子血圧計を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

この発明のある局面に従う電子血圧計は、被測定者の血圧を測定するための電子血圧計であって、被測定者の所定の身体部位に巻き付けるためのカフと、カフ内の圧力を検知するための圧力検知手段と、圧力検知手段からの信号に基づいて、被測定者の血圧を測定するための制御を行なうための測定制御手段と、電池手段と、電池手段の電圧を検出するための電圧検出手段と、測定制御手段による測定前後における電圧の消費量に関する消費量データを記憶するための記憶手段と、電池手段の現在の電圧値と、1回分の消費量とに基づいて、測定可能回数を算出するための算出手段と、算出された測定可能回数を報知するための報知手段とを備える。

20

【0011】

好ましくは、1回分の消費量は、前回分の消費量と、過去の消費量の統計値とのうちのいずれかであることが予め定められる。

【0012】

好ましくは、記憶手段は、消費量データを、被測定者を特定するための識別情報と対応付けて記憶し、1回分の消費量は、対応する被測定者についての消費量データに基づく値である。

30

【0013】

好ましくは、消費量データは、測定開始前における第1の電圧データと、測定後における第2の電圧データとを含み、算出手段は、さらに、前回の第2の電圧データが示す電圧値と現在の電圧値との差を表わす回復量に基づいて、測定可能回数を算出する。

【0014】

好ましくは、算出手段は、現在の電圧値と電池手段の下限電圧値との差を、1回分の消費量と回復量との和で除算することにより、測定可能回数を算出する。

【0015】

好ましくは、温度を検出するための温度検出手段をさらに備え、下限電圧値は、温度検出手段により検出された温度に応じて設定される。

40

【0016】

好ましくは、下限電圧値は、被測定者の腕の太さに応じて設定される。

好ましくは、報知手段は、測定可能回数が特定回数より多い場合に、測定可能回数を所定回数おきに報知し、測定可能回数が特定回数以下の場合には、測定可能回数を1回単位で報知する。

【0017】

好ましくは、電池手段は、一次電池および二次電池のうち少なくとも一方を含む。

好ましくは、報知手段は、測定可能回数を表示するための表示手段を含む。

50

【発明の効果】

【0018】

本発明によると、精確に残りの測定可能回数を算出および報知することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明の実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰返さない。

【0020】

<外観および構成について>

(外観について)

はじめに図1および図2を参照して、本実施の形態における電子血圧計(以下「血圧計」と略す)1の外観について説明する。

【0021】

図1は、本発明の実施の形態における血圧計1の外観を示す図である。

図1を参照して、血圧計1は、本体部10と、被測定者のたとえば上腕に巻付けるためのカフ20と、本体部10とカフ20とを接続するためのエアチューブ24とを備える。

【0022】

図2は、本発明の実施の形態における本体部10を後方から見た斜視図である。

図1および図2を参照して、本体部10は、5面体であり、机などの台と接する設置面と、設置面と所定の角度をなす表面10Aと、設置面に対して垂直な面である2つの側面10B, 10Cおよび背面10Dとを有している。

【0023】

本体部10の表面10Aには、測定結果などを表示するための表示部40と、ユーザ(代表的に被測定者)からの指示の入力を受付けるための操作部41とが配置される。操作部41は、たとえば、電源のON/OFFを切替えるための電源スイッチ41A、測定開始の指示を入力するための測定スイッチ41B、および、過去の測定結果を読み出して表示する指示を入力するためのメモリスイッチ41Cとを含む。操作部41は、さらに、使用するユーザの識別情報(ユーザID)を特定するために操作されるIDスイッチ(図示せず)を含んでもよい。

【0024】

表示部40は、たとえば液晶等のディスプレイにより構成される。

本体部10の左側面10Bには、上述のエアチューブ24が接続されている。

【0025】

本体部10の背面10Dには、太陽電池(ソーラーパネル)50が配置される。これにより、血圧計1を室内の窓際など外光が差す場所に置くと、太陽電池50が太陽光を受光し、受光した光エネルギーを電気エネルギーに変換する。つまり、太陽電池50は、受光量に応じて、電気エネルギーを発生する。発生した電気エネルギーは、本体部10に内蔵された充電電池(二次電池)51(図3参照)に出力される。

【0026】

本体部10の右側面10Cには、ACアダプタ55がさらに接続可能であってもよい。

なお、血圧計1の本体部10の形状はこのような例に限定されない。

【0027】

(ハードウェア構成について)

図3は、本発明の実施の形態における血圧計1のハードウェア構成を示すブロック図である。

【0028】

図3を参照して、血圧計1のカフ20は、空気が内包される空気袋21を含む。空気袋21は、エアチューブ24を介して、本体部10に内蔵されたエア系25と接続される。

【0029】

エア系25は、空気袋21内の圧力(以下、「カフ圧」という)を検出するための圧力

10

20

30

40

50

センサ 3 2 と、空気袋 2 1 に空気を供給するためのポンプ 3 3 と、空気袋 2 1 の空気を排出しまたは封入するために開閉される排気弁 3 4 とを含む。

【 0 0 3 0 】

本体部 1 0 は、各部を集中的に制御および監視するための CPU (Central Processing Unit) 1 0 0 と、不揮発性のメモリ 3 9 と、表示部 4 0 と、操作部 4 1 と、電源部 6 0 と、時刻を計測するための計時部 4 3 と、アラーム音を発生するためのブザー 4 4 と、血圧計 1 の周辺の温度 (以下「環境温度」という) を検出するための温度センサ 4 5 とを備える。また、本体部 1 0 は、エア系 2 5 に関連して、発振回路 3 5 と、ポンプ 3 3 を駆動するためのポンプ駆動回路 3 6 と、排気弁 3 4 を駆動するための弁駆動回路 3 7 とをさらに備える。

10

【 0 0 3 1 】

ポンプ駆動回路 3 6 は、CPU 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて、ポンプ 3 3 の駆動を制御する。弁駆動回路 3 7 は、CPU 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて、排気弁 3 4 の開閉制御を行なう。

【 0 0 3 2 】

圧力センサ 3 2 は、カフ圧により容量値が変化する。発振回路 3 5 は、圧力センサ 3 2 の容量値に応じた発振周波数の信号を CPU 1 0 0 に出力する。CPU 1 0 0 は、発振回路 3 5 から得られる信号を圧力に変換し圧力を検知する。

【 0 0 3 3 】

メモリ 3 9 は、各種プログラムや各種データを記憶する。メモリ 3 9 は、血圧の測定結果を記憶するための測定結果記憶領域 (図 6 参照) を含む。

20

【 0 0 3 4 】

電源部 6 0 は、太陽電池 5 0 が発電した電気エネルギーを蓄えるための充電電池 5 1 と、着脱可能な乾電池 (一次電池) 5 2 と、電源制御回路 5 3 とを含む。

【 0 0 3 5 】

電源制御回路 5 3 は、充電電池 5 1 および乾電池 5 2 と電氣的に接続され、両者が蓄えている電力を、選択的にポンプ駆動回路 3 6 や弁駆動回路 3 7 などの各種デバイスに供給する。電源制御回路 5 3 は、CPU 1 0 0 と電氣的に接続され、CPU 1 0 0 との間で信号の送受信を行なう。電源制御回路 5 3 の構成例については後述する。

【 0 0 3 6 】

充電電池 5 1 は、たとえばニッケル水素電池である。乾電池 5 2 は、たとえばアルカリ電池である。

30

【 0 0 3 7 】

なお、本体部 1 0 は、ACアダプタ 5 5 を接続するためのコネクタ部 5 4 を含んでもよい。ACアダプタ 5 5 がコネクタ部 5 4 に接続されている場合、コネクタ部 5 4 を通って、ACアダプタ 5 5 からの電力が充電電池 5 1 に供給される。なお、本実施の形態において、ACアダプタ 5 5 は、交流電流を直流電流に変換するための変換部 (図示せず) を有しているものとする。

【 0 0 3 8 】

本実施の形態では、血圧計 1 は、充電電池 5 1 および乾電池 5 2 の両方を備えるものとして説明するが、いずれか一方のみを備えてもよい。その場合、切替部 5 8 や切替制御部 1 0 2 の機能は不要である。

40

【 0 0 3 9 】

また、血圧計 1 が充電電池 5 1 を備えていない場合には、ACアダプタ 5 5 からの直流電流が電源制御回路 5 3 に直接供給されるようにしてもよい。

【 0 0 4 0 】

また、本実施の形態では、温度センサ 4 5 は含まれなくてもよい。
(機能構成について)

図 4 は、本発明の実施の形態における血圧計 1 の機能ブロック図である。

【 0 0 4 1 】

50

図4を参照して、電源制御回路53は、充電電池51の電圧を検出するための電圧検出部56と、乾電池52の電圧を検出するための電圧検出部57と、充電電池51および乾電池52の出力を切替えるための切替部58とを含む。

【0042】

切替部58は、たとえばスイッチにより構成される。

なお、本実施の形態では、電圧検出部56、57は、電源部60の電源制御回路53内に含まれることとしたが、これらは、電源部60とは独立して設けられてもよい。

【0043】

CPU100は、その機能として、切替制御部102と、算出部104と、測定制御部106とを含む。

10

【0044】

切替制御部102は、充電電池51および乾電池52の切替制御を行なう。より具体的には、切替部58に制御信号を送信することで、切替部58に充電電池51および乾電池52のいずれか一方を選択させる。

【0045】

切替制御部102は、たとえば、ユーザからの指示に応じて、電池の切替制御を行なう。あるいは、電圧検出部56、57が検出する充電電池51および乾電池52の電圧値に基づいて、切替制御を行なってもよい。たとえば、デフォルトまたはユーザからの指定により充電電池51を優先する充電電池優先モードが選択されていたとする。その場合、充電電池51の電圧値がたとえば所定の閾値以下となった場合に、乾電池52に電源を切替えるよう制御してもよい。

20

【0046】

算出部104は、切替制御部102によって選択されている電池手段の現在の電圧値と、1回分の消費量とに基づいて、測定可能回数を算出する。算出された測定可能回数は、たとえば表示部40に表示される。

【0047】

本実施の形態において、「1回分の消費量」とは、過去の1回の測定前後における電圧の消費量(=電圧の変化量(降下量))に基づく値である。「1回分の消費量」は、たとえば前回の測定における電圧消費量、すなわち、前回の測定における測定開始時の電圧値と測定終了時の電圧値との差を表わす。なお、前回の測定における電圧消費量に限定されず、過去の消費量の統計値(たとえば、平均値、最大値など)であってもよい。この場合、記憶されている全ての消費量データを用いてもよいし、一部の(たとえば、最新の所定回数分)消費量データのみを用いてもよい。

30

【0048】

なお、血圧計1が、ユーザを特定して測定できる仕様である場合には、現在選択されているユーザについての過去の消費量を、測定可能回数の算出に用いることが望ましい。

【0049】

また、算出部104は、1回分の消費量に加え、さらに回復量を考慮して測定可能回数を算出してもよい。「回復量」とは、前回の測定終了時における電圧値と現在の電圧値との差を表わす。血圧測定の際、ポンプ33を駆動するため電池電圧は急激に降下する。その後、徐々に電圧値は回復するが、測定終了時においても電圧値の回復は完全には終わらず、測定終了後も電圧値の回復が継続される。そのため、前回の測定終了時からの電圧の変化量を回復量と表わしている。このような回復量をさらに考慮することで、一時的な電圧の降下の影響を除去することもできる。その結果、さらに精確な測定可能回数を算出することができる。

40

【0050】

なお、前回の測定における電圧消費量と電圧の回復量とに基づいて測定可能回数を算出するのは、前回測定したユーザと同じユーザである場合に限定される。そのため、血圧計1が、ユーザを特定して測定できる仕様である場合には、前回測定したユーザと同じユーザであると判定された場合にのみ、電圧の回復量を考慮した算出が行なわれることとする

50

【 0 0 5 1 】

具体的な測定可能回数の算出方法については、後述する。

測定制御部 1 0 6 は、ポンプ駆動回路 3 6 および弁駆動回路 3 7 を制御する。測定制御部 1 0 6 は、たとえばオシロメトリック法に従い、発振回路 3 5 からの信号（カフ圧信号）に基づいて、血圧値（たとえば最高血圧、最低血圧）を算出する。また、公知の手法に従い、脈拍数を算出する。算出された測定値は、後に詳述する消費量データと対応付けられてメモリ 3 9 に記憶される。

【 0 0 5 2 】

なお、切替制御部 1 0 2 は、算出部 1 0 4 により算出された残りの測定可能回数に応じて、電池の切替制御を行なってもよい。たとえば、充電電池 5 1 が選択されている場合、残りの測定可能回数が一定値（たとえば 2 回）以下となった場合に、電源を充電電池 5 1 から乾電池 5 2 に切替えてもよい。

10

【 0 0 5 3 】

なお、図 4 に示した各機能ブロックの動作は、メモリ 3 9 中に格納されたソフトウェアを実行することで実現されてもよいし、これらの機能ブロックのうち少なくとも 1 つについては、ハードウェアで実現されてもよい。

【 0 0 5 4 】

< 血圧計の動作の概要について >

本実施の形態における血圧計 1 の動作の概要について説明する。

20

【 0 0 5 5 】

図 5 は、本発明の実施の形態における電圧計 1 の動作を示すフローチャートである。図 5 のフローチャートに示す処理は、予めプログラムとしてメモリ 3 9 に格納されており、CPU 1 0 0 がこのプログラムを読み出して実行する。

【 0 0 5 6 】

図 5 に示すフローチャートは、電源スイッチ 4 1 A が押下された場合に開始されるものとする。また、説明の簡単のために、以下の説明においては、充電電池 5 1 が電源として選択されているものと仮定する。

【 0 0 5 7 】

始めに、ユーザにより、測定を開始するユーザのユーザ ID が選択される（ステップ S 2 ）。CPU 1 0 0 は、選択されたユーザ ID を内部メモリに一時記録する。

30

【 0 0 5 8 】

ここで、選択されたユーザ ID が、最新（前回）の測定日時の測定データに対応付けられたユーザ ID と同じか否かが CPU 1 0 0 によって判断され、その結果が保持されるものとする。たとえば、最新の測定者と同じである場合にのみ、最新の測定者との同一性を示すための測定者フラグが“ 1 ”にセットされる。

【 0 0 5 9 】

次に、測定可能回数表示処理が実行される（ステップ S 4 ）。測定可能回数表示処理については後に詳述する。

【 0 0 6 0 】

測定可能回数表示処理が継続されている際に、ユーザより測定開始の指示が入力されたとする。そうすると、算出部 1 0 4 は、電圧検出部 5 6 から得られる充電電池 5 1 の現在の電圧値を、今回の測定開始時における電圧値 V_s として内部メモリに一時記録する（ステップ S 6 ）。

40

【 0 0 6 1 】

その後、測定制御部 1 0 6 による血圧測定処理が実行される。具体的には、測定制御部 1 0 6 は、まず、ポンプ 3 3 を駆動開始し、空気袋 2 1 の圧力を徐々に上昇（加圧）させる（ステップ S 8 ）。本例では、電源制御回路 5 3 の切替部 5 8 に充電電池 5 1 が選択されているので、充電電池 5 1 に蓄えられた電力がポンプ 3 3 の駆動源となる。

【 0 0 6 2 】

50

カフ圧が血圧測定のための所定レベル（たとえば180mmHg）にまで達すると、測定制御部106はポンプ33を停止し、閉じていた排気弁34を徐々に開いて、空気袋21の空気を徐々に排気する。これにより、カフ圧は徐々に減圧される（ステップS10）。

【0063】

なお、本実施の形態では、カフ圧が所定レベルになるまで加圧を継続することとした。しかしながら、加圧中に得られる脈波情報より最高血圧を推定し、推定された最高血圧+所定値（たとえば40mmHg）になるまで加圧を継続することとしてもよい。

【0064】

測定制御部106は、公知の手法により血圧（最高血圧、最低血圧）および脈波数を算出する（ステップS12）。具体的には、カフ圧が徐々に減圧する過程において、測定制御部106は、発振回路35から得られる発振周波数に基づき脈波情報を抽出する。そして、抽出された脈波情報により血圧を算出する。

10

【0065】

なお、本実施の形態では、減圧過程で得られる脈波情報に基づいて血圧を算出することとしたが、加圧過程で得られる脈波情報に基づいて血圧を算出してもよい。

【0066】

次に、測定制御部106は、測定結果すなわち、ステップS12で算出された血圧値および脈拍数を表示部40に表示する（ステップS14）。

【0067】

続いて、算出部104は、電圧検出部56から得られる充電電池51の現在の電圧値を、今回の測定終了時における電圧値 V_e として内部メモリに一時記録する（ステップS16）。

20

【0068】

最後に、測定制御部106は、測定結果をメモリ39内の測定結果記憶領域に格納する（ステップS18）。具体的には、一時記録していたユーザIDと対応付けて、測定値、電圧値 V_s 、 V_e を格納する。さらに、当該測定において選択されていた電池を特定するための電池IDを、電圧値 V_s 、 V_e と対応付けて格納することが好ましい。

【0069】

以上で血圧計1の動作は終了（電源OFF）される。

30

本実施の形態においては、測定結果の表示が終わった時点と、「測定終了時（測定後）」であることとしたが、限定的ではない。たとえば、加圧（ステップS8）が終了した時点、減圧（ステップS10）が終了した時点、あるいは、血圧算出（ステップS12）が終了した時点であってもよい。

【0070】

<データ構造例について>

図6は、本発明の実施の形態における測定結果記憶領域390のデータ構造例を示す図である。

【0071】

図6を参照して、測定結果記憶領域390には、測定毎に、測定データ MD_j （ $j = 1, 2, \dots, n$ ）がレコード単位で格納される。測定結果記憶領域390は、メモリ39内の予め定められた領域でよい。

40

【0072】

図7は、本発明の実施の形態における各測定データ MD_j のデータ構造例を示す図である。

【0073】

図7を参照して、各測定データ MD_j には、測定日時を示すデータと、ユーザIDを示すデータと、測定値すなわち、最高血圧（SBP）、最低血圧（DBP）および脈波数（PLS）を示すデータと、電池IDを示すデータと、測定開始時の電圧値 V_s を示すデータと、測定終了時の電圧値 V_e を示すデータとが含まれる。測定日時は、たとえば測定ス

50

イッチ 4 1 B が押下された時点の日時である。

【 0 0 7 4 】

なお、本実施の形態では、測定ごとの消費量データつまり、測定前後の電圧値 V_s , V_e も、測定データに含めることとしたが、限定的ではない。消費量データが、ユーザ ID および測定日時と対応付けられて記憶されていれば、このような格納形態に限定されない。

【 0 0 7 5 】

または、ユーザ ID ごとに記憶領域が設けられ、対応するユーザ ID の記憶領域に、ユーザ ID 以外のデータが格納されてもよい。

【 0 0 7 6 】

< 測定可能回数表示処理について >

図 5 のステップ S 4 における測定可能回数表示処理について、図 8 および図 9 を参照して詳細に説明する。なお、図 5 のステップ S 2 において、測定者フラグが 1 にセットされている場合を想定して説明する。

【 0 0 7 7 】

図 8 は、本発明の実施の形態における測定可能回数表示処理を示すフローチャートである。図 9 は、本発明の実施の形態において測定可能回数の算出に用いられる電圧の検出タイミングを示すタイミングチャートである。

【 0 0 7 8 】

なお、図 9 には、特定のタイミングにおける電圧値のみを表わしており、実際の電圧の変化の軌跡を示すものではない。

【 0 0 7 9 】

図 8 を参照して、算出部 1 0 4 は、測定結果記憶領域 3 9 0 から、選択されたユーザの前の測定前後における電圧値 V_s , V_e を読出す (ステップ S 1 0 2)。具体的には、たとえば、まず、図 5 のステップ S 2 で選択されたユーザ ID、および、現在選択中の電池の電池 ID を含む測定データのうち、最新の測定日時の測定データを検索する。そして、検索された測定データに含まれる電圧値 V_s , V_e を読出す。

【 0 0 8 0 】

図 9 に示されるように、電圧値 V_s は前回の測定開始時 (t_0) における電圧値を、電圧値 V_e は前回の測定終了時 (t_1) における電圧値を示している。

【 0 0 8 1 】

次に、算出部 1 0 4 は、1 回分の消費量として、前回測定の電圧消費量 V_A を算出する (ステップ S 1 0 4)。具体的には、測定終了時の電圧値 V_e から測定開始時の電圧値 V_s を減算することにより、電圧消費量 V_A が算出される。

【 0 0 8 2 】

次に、算出部 1 0 4 は、電圧検出部 5 6 から得られる充電電池 5 1 の現在の電圧 V_{cr} を検出する (ステップ S 1 0 6)。図 9 に示されるように、この時点での現在 (時間 t_3) は、今回電源が ON されてから (時間 t_2)、測定開始の指示が入力されるまでの間に位置している。

【 0 0 8 3 】

続いて、算出部 1 0 4 は、回復量 V_B を算出する (ステップ S 1 0 8)。回復量 V_B は、現在の電圧値 V_{cr} から前回の測定終了時の電圧値 V_e を減算することにより算出される。

【 0 0 8 4 】

算出部 1 0 4 は、続いて、電圧降下量 V_C を算出する (ステップ S 1 1 0)。電圧降下量 V_C は、ステップ S 1 0 4 で算出された電圧消費量 V_A とステップ S 1 0 8 で算出された回復量 V_B とを加算することにより算出される。本実施の形態では、前回の電圧消費量を用いているため、電圧降下量 V_C は、前回の測定開始時の電圧値からの降下量を表わしている。

【 0 0 8 5 】

10

20

30

40

50

算出部 104 は、残りの測定可能回数 N を算出する（ステップ S 112）。測定可能回数 N は、現在の電圧値 V_{cr} と、充電電池 51 のバッテリーロー閾値 V_{th} との差を、ステップ S 110 で算出された電圧降下量 V_C で除算することにより算出される。

【0086】

バッテリーロー閾値は、電池ごとにメモリ 39 に予め記憶されているものとする。算出部 104 は、選択中の電池に対応するバッテリーロー閾値をメモリ 39 から読出すことで、電池の種類に応じた閾値を用いて測定可能回数を算出する。

【0087】

測定可能回数 N が算出されると、CPU 100 は、表示部 40 に測定可能回数を表示する（ステップ S 114）。これにより、ユーザは、現時点での測定可能回数を把握することができる。なお、CPU 100 は、測定可能回数 N が、特定回数（たとえば 20 回）よりも多い場合には、所定回数おきに報知してもよい。

10

【0088】

次に、CPU 100 は、ユーザより、測定開始の指示が入力されたか否かを判断する（ステップ S 116）。測定開始の指示が入力されるまで（ステップ S 116 において NO）、ステップ S 106 ~ ステップ S 114 の処理が繰返される。

【0089】

測定開始の指示が入力されると（ステップ S 116 において YES）、処理はメインルーチンに戻される。

【0090】

20

なお、電源が ON された後であって測定が開始される前に、ユーザによりメモリスイッチ 41C が押下された場合には、別ルーチンの処理（測定データ表示処理）が並行して実行されてよい。測定データ表示処理は、公知の手法により実現されてよい。

【0091】

このように、測定データ表示処理の実行中にも、測定可能回数表示処理が実行されることにより、過去の測定データを表示中にも、現在の電圧を監視し、測定可能回数が算出および報知される。そのため、ユーザは、常に最新の測定可能回数を知ることができる。

【0092】

図 8 および図 9 では、上述のように、測定者フラグがセットされている場合の例を示したが、測定者フラグがセットされていない場合は、算出部 104 は、たとえば次のようにして測定可能回数を算出する。なお、算出部 104 は、たとえば、ステップ S 102 の前または後に、測定者フラグが 1 か否かを判断するものとする。

30

【0093】

測定者フラグの値が 0 の場合、算出部 104 は、ステップ S 108（VB の算出）およびステップ S 110（VA + VB の加算）の処理を行なわない。そのため、ステップ S 112 の処理に代えて、算出部 104 は、残りの有効電圧値（現在の電圧値 V_{cr} - 閾値 V_{th} ）を前回測定での電圧消費量 VA で除算することにより、測定可能回数 N を算出する。

【0094】

または、測定者フラグの値が 0 の場合、算出部 104 は、ステップ S 110 に代えて、前回測定での電圧消費量 VA に予め定められた値を加算した値を、電圧降下量 $V_C\#$ として算出してもよい。この場合、ステップ S 112 に代えて、算出部 104 は、残りの有効電圧値（現在の電圧値 V_{cr} - 閾値 V_{th} ）を、電圧降下量 $V_C\#$ で除算することにより、測定可能回数 N を算出すればよい。

40

【0095】

<測定可能回数の表示例について>

図 10 は、測定可能回数の表示例を示す図である。つまり、図 10 には、図 8 のステップ S 114 において表示部 40 に表示される画面の一例が示されている。

【0096】

図 10 (A) には、残りの測定可能回数がたとえば 100 回である場合の表示例が示さ

50

れている。図10(B)には、残りの測定可能回数がたとえば50回である場合の表示例が示されている。図10(C)には、残りの測定可能回数がたとえば30回である場合の表示例が示されている。

【0097】

図10に示されるように、本実施の形態では、測定可能回数を数値で示すとともに、電池の残量を表わすアイコンが表示される。

【0098】

なお、測定可能回数の情報の表示方法は、数値を表示するものに限定されず、たとえば、グラフ等によって表示されてもよい。

【0099】

また、本実施の形態では、表示によって測定可能回数を報知した。しかしながら、表示に限定されず、たとえば、ブザー44が発する音の発振パターンや、モータ(ポンプ駆動回路36)の振動パターンなどによって報知してもよい。

【0100】

<実施の形態の効果>

上述のように、本実施の形態によると、ユーザごとに、前回の測定開始時からの電圧の降下量を捉えることで、ユーザの電圧の消費傾向を捉えることができる。そして、残りの有効電圧値(現在の電圧からバッテリーロー閾値に達するまでの電圧値)に対するユーザの電圧の降下量の割合を算出することにより、測定可能回数を精確に算出することができる。

【0101】

つまり、本実施の形態では、電池の放電特性に依存することなく測定可能回数が算出される。したがって、電池の個体差や電池の種類によらず、正確な測定可能回数を算出することができる。

【0102】

また、ユーザごとに、腕の太さが異なるため、ユーザごとにポンプの駆動時間は異なる。その結果、ユーザごとに1回の測定に要する電圧の消費量が異なる。その結果、同じ容量かつ同じ種類の電池を使用したとしても、測定回数は異なる。ポンプの駆動時間が測定回数に与える影響を図11を参照して説明する。

【0103】

図11は、被測定者の腕の太さの違いによる、電圧値と測定回数との関係を示す電圧-回数特性の違いを示す図である。

【0104】

図11(A)には、標準よりも太い腕のユーザの電圧-回数特性の典型例が示されている。図11(B)には、標準よりも腕の細いユーザの電圧-回数特性の典型例が示されている。

【0105】

図11(A)、(B)を参照して、同じ電圧V0の時点から測定を開始したとしても、腕が太いユーザの方がポンプ駆動時間が長いため、測定回数は少なくなる。

【0106】

本実施の形態では、固定的な電圧の閾値を用いて測定可能回数を算出するものではなく、対応するユーザ(被測定者)についての1回分の消費量を用いるため、ユーザの腕の太さの違いによる回数の誤差をなくすることができる。

【0107】

また、最高血圧+所定値まで加圧する場合にも、最高血圧の違いによりポンプ駆動時間は異なる。この場合にも、ユーザの最高血圧の違いによる回数の誤差をなくすることができる。

【0108】

つまり、本実施の形態によると、選択中の電池の電圧が同じ値であっても、選択されたユーザに応じた最適な測定可能回数を報知することができる(つまり、測定可能回数がユ

10

20

30

40

50

ーザにより異なりえる)。

【0109】

なお、ユーザを規定しない場合(ユーザIDを使用しない場合)であっても、家庭用の血圧計であれば同一のユーザが測定する場合がほとんどである。したがって、この場合にも、過去の1回分の消費量を使用することで、的確な測定可能回数を報知することができる。

【0110】

また、本実施の形態によると、前回の測定終了時からの電圧の回復量も用いられる。そのため、非測定時、すなわち、モードの設定や過去の測定データの表示だけをする場合であっても、電圧値を定期的に監視し、測定可能回数の算出および更新が行なわれる。LCDを表示している時間はユーザによって異なるが、このように電圧値の定期的な監視が行なわれることにより、常に、信頼性の高い値をユーザに提示することができる。また、その結果、ユーザビリティを向上させることができる。

10

【0111】

また、環境温度によって電池の消費する割合は異なる。つまり、環境温度によって電池の放電特性が異なる。本実施の形態では、実際の電圧の降下量を検出することによって、測定可能回数を算出するため、環境温度の違いによる回数のずれを低減することができる。

【0112】

上述のように、本実施の形態によると、ユーザは、精確な残りの測定可能回数を把握することができる。その結果、測定途中で電力不足になることがなくなる。

20

【0113】

また、ユーザは、測定可能回数に応じて新しい乾電池52を用意したり、充電電池51を充電したりする準備を事前にすることができる。

【0114】

また、充電電池51の場合、ユーザは残量を十分に使い切ってから充電することができるので、充電電池51の性能を十分に活かすことができる。つまり、充電電池51の寿命を延ばすことができる。

【0115】

また、乾電池52の場合にも、ユーザは残量を十分に使い切ってから新しい電池に交換することができる。そのため、消費する電池量が減り、環境に良い。

30

【0116】

<変形例1>

上記実施の形態では、測定ごとの電圧消費量を示す消費量データとして、測定前後の電圧値 V_s 、 V_e が測定データに格納されることとしたが、限定的ではない。たとえば、消費量データとして、測定前後の電圧消費量 V_A 、および、測定終了時の電圧値 V_e が格納されてもよい。または、回復量を用いた算出を行なわないような場合には、測定前後の電圧消費量 V_A のみが、消費量データとして格納されてもよい。

【0117】

また、図8に示したような測定可能回数表示処理を行なう場合、測定者フラグの値が1の場合(前回と同様の測定者である場合)の電圧降下量 V_C は、“前回の測定開始時の電圧値 V_s - 現在の電圧値 V_{cr} ”とも表わすことができる。そのため、ユーザIDによるユーザの特定を行わず、同一ユーザによる使用が想定される家庭用の血圧計の場合であり、かつ、前回測定での電圧消費量を用いる場合には、消費量データとして、測定開始時の電圧値 V_s のみが格納されてもよい。

40

【0118】

また、このような場合、測定可能回数表示処理として、次のような処理が行なわれてよい。図8のステップS102において、選択されたユーザの前回の電圧値 V_s のみが読み出される。そして、ステップS104およびS108の処理は削除され、ステップS110において、現在の電圧値 V_{cr} から前回の測定開始時の電圧値 V_s が減算された値が、

50

前回の測定開始時からの電圧降下量 V_C として導出される。

【0119】

または、本実施の形態では、回復量は、現在の電圧値 V_{cr} から前回の測定終了時の電圧値 V_e を減算した値として導出された。しかしながら、特に、測定者フラグの値が 0 の場合（今回の測定者が直近の測定者と同一ではない場合）には、過去の消費量データを用いて算出されてもよい。つまり、一度、連続して同一のユーザが測定した場合、消費量データとして、上述の測定前後の電圧値 V_s , V_e に加え、最終的にステップ S 108 で算出された回復量 V_B の値（すなわち、前回の測定終了時から今回の測定開始時点の電圧の回復量）がさらに格納されてもよい。

【0120】

そして、測定者フラグの値が 0 の場合には、図 8 のステップ S 108 の処理の代わりに、過去の回復量を読み出してもよい。そして、読み出された過去の回復量を用いて、今回の測定開始時における電圧降下量 $V_C \#$ を推定してもよい。なお、電圧降下量 $V_C \#$ の算出に用いられる回復量は、直近のものであってもよいし、対象のユーザの全てのものまたは一部のものであってもよい。

【0121】

<変形例 2>

上述の実施の形態では、バッテリーロー閾値 V_{th} は、固定的な値であった。しかしながら、環境温度またはユーザの身体的条件に基づいて、バッテリーロー閾値を変えてもよい。

【0122】

本実施の形態の変形例では、たとえば、温度センサ 45 が検出する環境温度に基づいて、バッテリーロー閾値 V_{th} を設定する。

【0123】

図 12 は、環境温度の違いによる充電電池 51 の放電特性を示す図である。

図 12 を参照して、環境温度が標準的な温度である場合の充電電池 51 の放電特性が曲線 63 で示されている。

【0124】

環境温度が高いと、放電特性は、曲線 63 A で示されるように、標準的な曲線 63 よりも上方にずれ、測定実施回数は増える。つまり、相対的に、1 回分の電圧の変化量は、標準よりも小さい。したがって、環境温度が標準よりも高い部屋に血圧計 1 が設置されていた場合には、バッテリーロー閾値は、標準の場合の閾値よりも低い値を設定する。

【0125】

これに対し、環境温度が低い場合には、放電特性は、曲線 63 B で示されるように、標準的な曲線 63 よりも下方にずれ、測定実施回数は減る。つまり、相対的に、1 回分の電圧の変化量は、標準よりも大きい。したがって、環境温度が標準よりも低い部屋に血圧計 1 が設置されていた場合には、バッテリーロー閾値は、標準の場合の閾値よりも高い値を設定する。

【0126】

本変形例では、メモリ 39 には、たとえば、電池ごとに、環境温度とバッテリーロー閾値とを予め対応付けたデータテーブルが記憶されている。

【0127】

算出部 104 は、図 8 のステップ S 112 において、測定可能回数を算出する際に、本変形例では、次のような処理をさらに行なう。すなわち、算出部 104 は、温度センサ 45 から環境温度を検知する。そして、メモリ 39 に記憶された上記データテーブルを参照して、検知した環境温度に対応するバッテリーロー閾値を検索する。このようにして検索されたバッテリーロー閾値を、ステップ S 112 における閾値 V_{th} に代入し、測定可能回数を算出する。

【0128】

このように、環境温度の違いにより、バッテリーロー閾値を変えることで、十分に回数

10

20

30

40

50

のずれを低減することができる。

【0129】

なお、他の例として、ユーザの腕の太さや最高血圧の違いによって、バッテリーロー閾値を変えてもよい。ユーザの腕の太さや最高血圧の違いによって、1回の測定で消費される電圧が異なる。血圧計1がユーザを規定しない仕様である場合には、複数のユーザによって血圧計1が使用されることも想定されるため、正確な測定可能回数を算出するために、バッテリーロー閾値を変えてもよい。

【0130】

この場合、メモリ39には、たとえば、電池ごとに、腕の太さとバッテリーロー閾値とを予め対応付けたデータテーブルが記憶されている。また/または、メモリ39には、た

10

【0131】

ユーザの腕の太さおよび/または最高血圧の情報は、電源ON時に、ユーザにより入力されてよい。

【0132】

腕の太さの情報の入力は、たとえば、次のようにして行なわれてよい。電源がONされると、CPU100は、表示部40に、「太腕」、「標準」、「細腕」それぞれを示すボタンを表示する。ユーザが操作部41を操作することにより、いずれか1つが選択される。CPU100は、ユーザにより選択された1つを、対象のユーザの腕の太さの情報として一時記録する。

20

【0133】

腕の太さの情報が入力されると、算出部104は、メモリ39に記憶された上記データテーブルを参照して、入力された腕の太さに対応するバッテリーロー閾値を検索する。このようにして検索されたバッテリーロー閾値を、ステップS112における閾値V_{th}に代入し、測定可能回数を算出する。

【0134】

最高血圧の情報の入力は、たとえば、次のようにして行なわれてよい。電源がONされると、CPU100は、表示部40に、最高血圧の入力領域を表示する。ユーザが操作部41を操作することにより、自身の最高血圧を入力する。CPU100は、ユーザにより

30

【0135】

最高血圧の情報が入力されると、算出部104は、環境温度や腕の太さの場合と同様の処理を行なう。

【0136】

このように、腕の太さや最高血圧の違いにより、バッテリーロー閾値を変えることで、ユーザを規定しない場合でも、従来よりも正確に測定可能回数を算出することができる。

【0137】

なお、血圧計1が、ユーザを規定しない(ユーザIDによりユーザを特定しない)仕様である場合には、血圧計1を使用するユーザが1人であるか複数人であるかをユーザに選択させてもよい。そして、複数人であることが選択された場合にのみ、上述のように、腕の太さや最高血圧の違いによって、バッテリーロー閾値を変更するモードで動作させるようにしてもよい。

40

【0138】

上述の実施の形態およびその変形例1, 2では、自動的に加圧および減圧するための自動加圧機構(たとえば、ポンプ33、排気弁34など)を備えた血圧計を例に説明したが、手動で加圧および減圧するための自動加圧機構(たとえば、ゴム球)を備えた血圧計であってもよい。手動加圧機構を備えている場合には、図3に示したポンプ33、排気弁34、ポンプ駆動回路36および弁駆動回路37が不要である。その代わりに、血圧計は、チューブ24を介して空気袋21と接続されるゴム球(不図示)を備えていればよい。

50

【 0 1 3 9 】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 4 0 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態における血圧計の外観を示す図である。

【 図 2 】 本発明の実施の形態における血圧計の本体部を後方から見た斜視図である。

【 図 3 】 本発明の実施の形態における血圧計のハードウェア構成を示すブロック図である

10

【 図 4 】 本発明の実施の形態における血圧計の機能ブロック図である。

【 図 5 】 本発明の実施の形態における電圧計の動作を示すフローチャートである。

【 図 6 】 本発明の実施の形態における測定結果記憶領域のデータ構造例を示す図である。

【 図 7 】 本発明の実施の形態における各測定データのデータ構造例を示す図である。

【 図 8 】 本発明の実施の形態における測定可能回数表示処理を示すフローチャートである

【 図 9 】 本発明の実施の形態において測定可能回数の算出に用いられる電圧の検出タイミングを示すタイミングチャートである。

【 図 1 0 】 測定可能回数の表示例を示す図である。

20

【 図 1 1 】 被測定者の腕の太さの違いによる、電圧値と測定回数との関係を示す電圧 - 回数特性の違いを示す図である。

【 図 1 2 】 環境温度の違いによる充電電池の放電特性を示す図である。

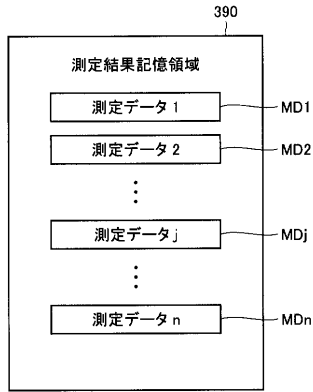
【 符号の説明 】

【 0 1 4 1 】

1 電子血圧計、10 本体部、20 カフ、21 空気袋、24 エアチューブ、25 エア系、32 圧力センサ、33 ポンプ、34 排気弁、35 発振回路、36 ポンプ駆動回路、37 弁駆動回路、39 メモリ、40 表示部、41 操作部、41A 電源スイッチ、41B 測定スイッチ、41C メモリスイッチ、43 計時部、44 ブザー、45 温度センサ、50 太陽電池、51 充電電池、52 乾電池、53 電源制御回路、54 コネクタ部、55 ACアダプタ、56, 57 電圧検出部、58 切替部、60 電源部、100 CPU、102 切替制御部、104 算出部、106 測定制御部、390 測定結果記憶領域。

30

【図6】

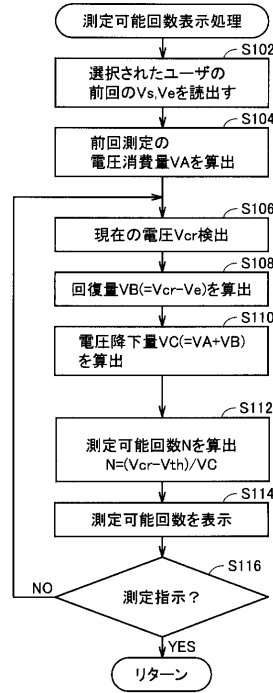


【図7】

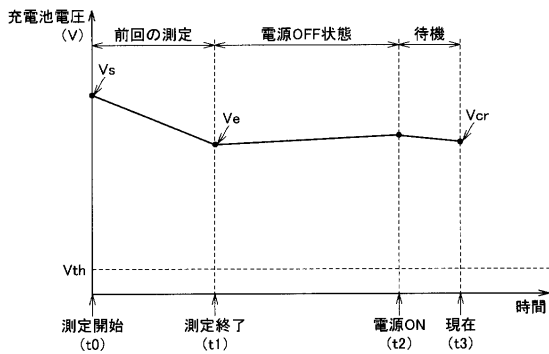
MDj

日時	ユーザ ID	測定値 (SBP,DBP,PLS)	電池 ID	Vs	Ve

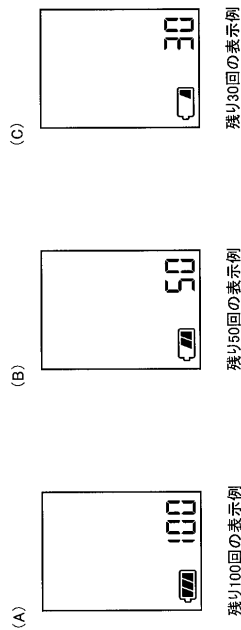
【図8】



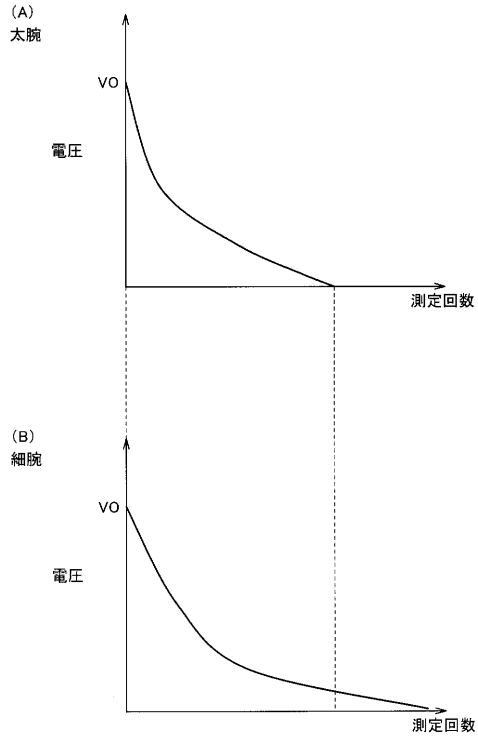
【図9】



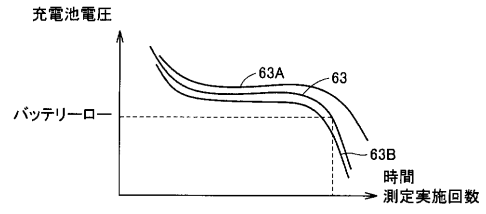
【図10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(72)発明者 辻 章

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 山下 新吾

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 福田 裕司

- (56)参考文献 特開平08-017477(JP,A)
特開2001-245857(JP,A)
特開2001-008372(JP,A)
特開平03-075035(JP,A)
特表平11-500900(JP,A)
特開2002-320336(JP,A)
特開2007-282031(JP,A)
特開2005-024566(JP,A)
特開2003-156548(JP,A)
特開平04-062488(JP,A)
特開平07-146345(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/022