

(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2007-209608

(P2007-209608A)

(43) 公開日 平成19年8月23日(2007.8.23)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0404 (2006.01) A 6 1 B 5/04 3 1 0 H 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2006-34162 (P2006-34162)
 (22) 出願日 平成18年2月10日 (2006.2.10)

(71) 出願人 503246015
 オムロンヘルスケア株式会社
 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地
 (74) 代理人 100064746
 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

最終頁に続く

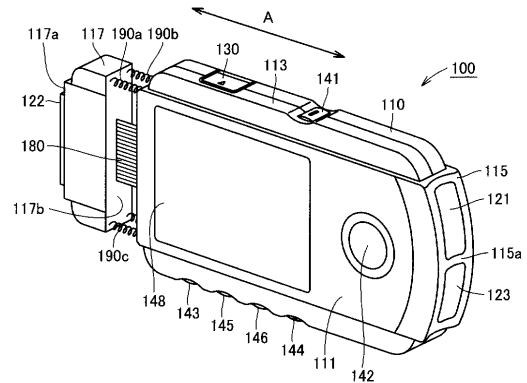
(54) 【発明の名称】 携帯型心電計

(57) 【要約】

【課題】 取扱い性に優れ、かつ、電極と測定部位との接触安定性を向上させることのできる携帯型心電計を提供すること。

【解決手段】 被験者の手に接触させるための負電極121と、被験者の所定の測定部位に接触させるための正電極122とを備え、負電極121および正電極122により検出された電気信号を心電波形として測定することのできる携帯型心電計100において、負電極121および測定のための処理回路を含む本体ユニット110に、正電極122を揺動自在に支持するためのバネ190a, 190b, 190c, 190dが設けられる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の手に接触させるための第 1 の電極と、
前記被験者の所定の測定部位に接触させるための第 2 の電極と、
前記第 1 の電極および前記第 2 の電極により検出された電気信号を心電波形として測定するための測定手段と、
前記第 1 の電極および前記測定手段を含む第 1 の筐体と、
前記第 1 の筐体に設けられ、前記第 2 の電極を揺動自在に支持するための支持手段とを備える、携帯型心電計。

【請求項 2】

前記第 1 の筐体は、前記第 1 の電極が設けられた電極形成面と、前記電極形成面の反対側に位置する第 1 の面とを有し、
前記第 2 の電極は、前記測定部位と接する接触面と、前記接触面の反対側に位置する第 2 の面とを有し、
前記支持手段は、前記第 1 の面と前記第 2 の面とを連結する、請求項 1 に記載の携帯型心電計。

10

【請求項 3】

前記第 2 の電極が設けられた第 2 の筐体をさらに備え、
前記支持手段は、前記第 1 の筐体と前記第 2 の筐体とを連結する、請求項 1 に記載の携帯型心電計。

20

【請求項 4】

前記第 1 の筐体は、前記第 1 の電極が設けられた第 1 の電極形成面と、前記第 1 の電極形成面の反対側に位置する第 1 の面とを有し、
前記第 2 の筐体は、前記第 2 の電極が設けられた第 2 の電極形成面と、前記第 2 の電極形成面の反対側に位置する第 2 の面とを有し、
前記支持手段は、前記第 1 の面と前記第 2 の面とを連結する、請求項 3 に記載の携帯型心電計。

【請求項 5】

前記被験者によって前記第 2 の電極が前記測定部位に対して押し当てられたか否かを検知するための検知手段をさらに備える、請求項 2 または 4 に記載の携帯型心電計。

30

【請求項 6】

前記検知手段は、
前記第 1 の面に設けられ、非使用状態において前記第 2 の面側に突出するボタンと、
前記ボタンが押下されたか否かを検知するための検知手段とを含み、
前記検知手段は、前記ボタンの押下が検知された場合に、前記測定手段による測定の開始を指示する、請求項 5 に記載の携帯型心電計。

【請求項 7】

前記支持手段は、弾性体からなる、請求項 1 に記載の携帯型心電計。

【請求項 8】

前記支持手段は、流体が内蔵された流体袋からなる、請求項 1 に記載の携帯型心電計。

40

【請求項 9】

前記支持手段は、自在継手からなる、請求項 1 に記載の携帯型心電計。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、心電計に関し、特に、持ち運びが可能で心電波形を容易に測定することが可能な携帯型心電計に関する。

【背景技術】**【0002】**

一般に、不整脈や、狭心症や心筋梗塞等の虚血性心疾患の診断には、患者の心電図が利

50

用される。心電図を得るために利用される心電計としては、種々の構成のものが知られている。その一つに、持ち運びが可能で測定すべき自覚症状が発生した場合に被験者自らが電極を身体に接触させることによって心電波形の測定および記憶を可能にする携帯型心電計が知られている。この携帯型心電計は、イベント式心電計に分類され、患者の身体に予め電極を装着させておき、日常生活を送りながら連続的に心電波形を測定・記録するホルター式心電計と区別されるものである。

【0003】

このような携帯型心電計において、精度良く心電波形を測定するための提案が従来よりなされている。たとえば、被験者が心電計の本体を把持して測定電極（正電極）を所定の測定部位（胸部）に押し当てて心電波形を測定する一体型の携帯型心電計において、正電極の接触面と測定部位との接触安定性を向上させるために、特許文献1には、正電極が位置する電極領域を取り囲むように、平坦に形成された非電極領域を設けることが開示されている。これにより、多少、心電計を把持している手や測定部位が動いてしまったとしても、接触部位の変動は非電極領域で発生し、電極領域ではほとんど発生しないようになる。

10

【0004】

また、特許文献2には、本体ユニットから接続ケーブルによって引き出された測定電極を、測定部位に貼り付けて測定することが開示されている。これによると、被験者が本体ユニットを測定部位に押し当てなくても測定電極が測定部位に固定されるため、電極と測定部位との接触安定性を保つことができる。

20

【特許文献1】特開2005-46215号公報

【特許文献2】特開2005-185756号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1のような構成を有する一体型の心電計では、被験者が心電計の本体を測定部位に押圧する方向が、測定部位の表面における法線方向とある程度合致している必要がある。このため、測定中、心電計を把持している手または腕が下がったりして、心電計の測定部位に対する押圧方向が測定部位の表面における法線方向から大きくずれてしまった場合などにおいては、突起部の摩擦のみでは、正電極の接触面と測定部位との接触安定性を良好に保つためには不十分な場合がある。

30

【0006】

また、特許文献2では、接続ケーブルを本体ユニットのジャックに差し込むことで、測定が可能となる。このため、自覚症状が発生して、直ぐに測定したい場合でも、接続ケーブルをジャックに差し込む必要があり、被験者は取扱いに不便を感じてしまう可能性がある。

【0007】

あるいは、特許文献1に記載されたような一体型の携帯型心電計では、被験者の体型（肥満型、痩せ型）や、身体の柔軟性によっては、測定電極を測定部位の表面と平行になるように押し当てるのが困難な場合がある。

40

【0008】

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、取扱い性に優れ、かつ、電極と測定部位との接触安定性を向上させることのできる携帯型心電計を提供することである。

【0009】

あるいは、取扱い性に優れ、かつ、心電計本体を測定部位に近づける方向にかかわらず、電極と測定部位とを良好に接触させることのできる携帯型心電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】

【0010】

50

この発明のある局面に従う携帯型心電計は、被験者の手に接触させるための第1の電極と、被験者の所定の測定部位に接触させるための第2の電極と、第1の電極および第2の電極により検出された電気信号を心電波形として測定するための測定手段と、第1の電極および測定手段を含む第1の筐体と、第1の筐体に設けられ、第2の電極を揺動自在に支持するための支持手段とを備える。

【0011】

好ましくは、第1の筐体は、第1の電極が設けられた電極形成面と、電極形成面の反対側に位置する第1の面とを有し、第2の電極は、測定部位と接する接触面と、接触面の反対側に位置する第2の面を有し、支持手段は、第1の面と第2の面とを連結する。

【0012】

好ましくは、第2の電極が設けられた第2の筐体をさらに備え、支持手段は、第1の筐体と第2の筐体とを連結する。

【0013】

好ましくは、第1の筐体は、第1の電極が設けられた第1の電極形成面と、第1の電極形成面の反対側に位置する第1の面とを有し、第2の筐体は、第2の電極が設けられた第2の電極形成面と、第2の電極形成面の反対側に位置する第2の面とを有し、支持手段は、第1の面と第2の面とを連結する。

【0014】

好ましくは、被験者によって第2の電極が測定部位に対して押し当てられたか否かを検知するための検知手段をさらに備える。

【0015】

好ましくは、検知手段は、第1の面に設けられ、非使用状態において第2の面側に突出するボタンと、ボタンが押下されたか否かを検知するための押下検知手段とを含み、押下検知手段は、ボタンの押下が検知された場合に、測定手段による測定の開始を指示する。

【0016】

好ましくは、支持手段は、弾性体からなる。

あるいは、支持手段は、流体が内蔵された流体袋からなることが好ましい。

【0017】

あるいは、支持手段は、自在継手からなることが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

本発明によると、取扱い性に優れ、かつ、第2の電極と測定部位との接触安定性を向上させることができる。

【0019】

あるいは、取扱い性に優れ、かつ、被験者が第1の筐体を測定部位に近づける方向にかかわらず、第2の電極と測定部位とを良好に接触させることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

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。

【0021】

[実施の形態1]

(外観について)

まず、本実施の形態における携帯型心電計の外観構造について説明する。図1は、本発明の実施の形態1における携帯型心電計100の概略斜視図である。また、図2～図6は、それぞれ、携帯型心電計100の正面図、上面図、下面図、右側面図、および左側面図である。

【0022】

図1～図6に示すように、本実施の形態における携帯型心電計100は、取り扱い性に優れたものとなるように、片手で保持することが可能な大きさおよび重さにまで小型軽量

10

20

30

40

50

化されている。携帯型心電計 100 は、図中矢印 A 方向に延びる扁平な細長の略直方体形状の外形を有している本体ユニット 110 と、後述する正電極 122 が設けられた電極ユニット 117 とを備えている。また、携帯型心電計 100 は、本体ユニット 110 に設けられ、正電極 122 を揺動自在に支持するための支持部材を備える。本実施の形態では、支持部材として、伸縮自在な弾性体、たとえば、コイルバネからなるバネ 190 a, 190 b, 190 c, 190 d が採用される。なお、「支持」とは、直接的に支持する場合と、間接的に支持する場合との両方の概念を含むものとする。本実施の形態では、支持部材であるバネ 190 a, 190 b, 190 c, 190 d は、直接的には、電極ユニット 117 を揺動自在に支持し、本体ユニット 110 と電極ユニット 117 とを連結している。

【0023】

図 1 および図 2 に示すように、本体ユニット 110 の正面 111 の長手方向（図中矢印 A 方向）の一方端寄りには、測定の開始を指示するための測定ボタン 142 が設けられている。また、本体ユニット 110 の正面 111 の他方端寄りには、表示部 148 が設けられている。この表示部 148 は、たとえば液晶ディスプレイ等によって構成され、測定結果等を表示する。

10

【0024】

図 1 および図 3 に示すように、本体ユニット 110 の上面 113 の所定位置には、電源 160 の ON/OFF を指示するための電源ボタン 141 が配置されている。また、本体ユニット 110 の上面 113 の所定位置には、蓋体である開閉カバー 130 が設けられている。この開閉カバー 130 は、外部記憶媒体用スロット（図示せず）を閉状態において覆い隠すように設けられたものであり、本体ユニット 110 に対して開閉自在に取付けられている。

20

【0025】

図 1 および図 4 に示すように、本体ユニット 110 の下面 114 の所定位置には、メニューボタン 143、決定ボタン 144、左スクロールボタン 145 および右スクロールボタン 146 が配置されている。ここで、メニューボタン 143 は、携帯型心電計 100 のメニューの表示を指示するための操作ボタンであり、決定ボタン 144 は、表示部 148 に表示された情報に関する設定動作を実行させるため操作ボタンである。そして左スクロールボタン 145 および右スクロールボタン 146 は、表示部 148 に表示される測定結果のグラフやガイド情報等をスクロールして表示させるための操作ボタンである。

30

【0026】

図 1 および図 5 に示すように、本体ユニット 110 の長手方向の一方端に位置する右側面 115 には、一对の測定電極のうち一方の電極であり、被験者の手に接触させるための負電極 121 と、身体の電位変化の基準となる電位を導出するための不関電極 123 とが配置されている。この右側面 115 は、後述する測定姿勢を被験者がとった際に被験者の右手の人差し指がフィットするように滑らかに湾曲した形状となっている。さらに、この右側面 115 には、上下方向に向かって延びる凹部 115 a が形成されている。この凹部 115 a は、被験者の右手の人差し指を受入れる形状となっている。

【0027】

上述の負電極 121 および不関電極 123 は、導電性部材にて形成されている。また、負電極 121 および不関電極 123 は、右側面 115 に設けられた凹部 115 a 内において、その表面が本体ユニット 110 の外表面に露出した状態となるように配置されている。なお、負電極 121 は、右側面 115 の上面 113 寄りに位置しており、不関電極 123 は、右側面 115 の下面 114 寄りに位置している。

40

【0028】

図 1 および図 6 に示すように、電極ユニット 117 の一方端の面 117 a には、一对の測定電極のうち他方の電極であり、被験者の所定の測定部位に接触させるための正電極 122 が配置されている。本実施の形態において、電極ユニット 117 における正電極 122 が配置された面 117 a を「電極形成面 117 a」という。

【0029】

50

図1～図4に示すように、電極ユニット117における電極形成面117aの反対側に位置する面、すなわち電極ユニット117の他方端の面117bと、負電極121および不関電極123が設けられた面(右側面115)の反対側に位置する面、すなわち本体ユニット110の左側面116とが、パネ190a, 190b, 190c, 190dによって連結されている。より具体的には、電極ユニット117における面117bおよび本体ユニット110における左側面116は、各々略長方形の形状を有しており、パネ190a, 190b, 190c, 190dは、これらの面117b, 116の四隅をそれぞれ連結している。また、パネ190a, 190b, 190c, 190dは、非使用状態(外部より力が加えられていない状態)において、電極ユニット117における面117bと、本体ユニット110における左側面116とが略平行になるように、これらの面を連結している。上記より、パネ190a, 190b, 190c, 190dは、間接的には、正電極122を揺動自在に支持している。

10

【0030】

図1～図4に示すように、本体ユニット110と電極ユニット117との間には、フレキシブル基板180が設けられている。フレキシブル基板180は、本体ユニット110の内部に設けられた処理回路150(後述)と、電極ユニット117に設けられた正電極122とを電氣的に接続するための部材である。

【0031】

なお、本実施の形態では、フレキシブル基板180によって正電極122と処理回路150とを電氣的に接続することとするが、このような形態に限定されるものではない。たとえば、パネ190a, 190b, 190c, 190dの軸方向に貫通するように、正電極122と処理回路150とを電氣的に接続するリード線等の接続ケーブルを配置してもよい。

20

【0032】

(測定姿勢について)

次に、被験者が、本発明の実施の形態1における携帯型心電計100を用いて心電波形を測定している状態について説明する。図7は、被験者の測定姿勢を示す斜視図であり、図8は、この測定姿勢を上方から見た図である。

【0033】

図7および図8に示すように、被験者200は、携帯型心電計100の本体ユニット110の右側面115側を右手210で把持しつつ、電極ユニット117の正電極122を胸部250の左側下部に位置する第5肋間前腋窩線上の皮膚に直接接触させる。被験者200が、正電極122を胸部250に押し当てるために、本体ユニット110(における左側面116)を胸部250に近づける方向(図中矢印P方向)を、以下「移動方向」という。また、正電極122が胸部250に押し当てられる方向を、「接触方向」という。なお、移動方向は、本体ユニット110における左側面116の法線方向に相当し、接触方向は、正電極122の接触面122aの法線方向に相当する。

30

【0034】

正電極122を胸部250の表面に接触させた状態で、右手210の親指211にて本体ユニット110の正面111に設けられた測定ボタン142を押下する。そして、この状態を数十秒程度維持しつつ心電波形を測定する。

40

【0035】

このような測定姿勢をとることにより、携帯型心電計100の本体ユニット110の右側面115に位置する負電極121および不関電極123が被験者200の右手210の人差し指212に接触し、電極ユニット117に設けられた正電極122が被験者200の胸部250に接触した状態となる。これにより、負電極121に接触した右手210、胸部250に非接触の前腕220、同じく胸部250に非接触の上腕230および右肩240を介して正電極122が接触した胸部250の順で被験者の身体に測定回路が構成されるようになる。

【0036】

50

(構成について)

次に、本実施の形態における携帯型心電計100のハードウェア構成について説明する。図9は、本発明の実施の形態1における携帯型心電計100のブロック図である。

【0037】

図9を参照して、本実施の形態における携帯型心電計100は、電極部120、操作部140および処理回路150を主に備えている。電極部120は、上述の負電極121、正電極122および不関電極123によって構成される。本発明の実施の形態1において、操作部140は、上述の電源ボタン141、測定ボタン142、メニューボタン143、決定ボタン144、左スクロールボタン145および右スクロールボタン146を含む。

10

【0038】

処理回路150は、電極部120によって検知された生体電気信号を心電波形として測定するように処理するための回路を内蔵しており、電極部120によって検知された生体電気信号を増幅するアンプ回路151と、電極部120によって検知された生体電気信号からノイズ成分を除去するフィルタ回路152と、アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D(Analog/Digital)コンバータ153と、各種演算を行なうCPU(central processing unit)154と、心電情報を記憶するROM(Read Only Memory)やRAM(Random Access Memory)を有するメモリ155と、計時動作して計時した時間データをCPU154に出力するタイマ170とを備える。ここで、アンプ回路151は、不関電極123の出力電圧信号に基づき負電極121と正電極122の出力電圧信号(生体電気信号)を差動増幅して出力する。また、フィルタ回路152は、たとえば0.5Hz~35Hzの通過帯域を有するバンドパスフィルタ(Band Pass Filter)が利用される。

20

【0039】

処理回路150には、上述の電極部120および操作部140が接続され、これに加えてさらに表示部148および電源160が接続される。また、外部記憶媒体を挿入するためのスロットに外部記憶媒体が挿入された場合には、この外部記憶媒体132も処理回路150に接続されることになる。

【0040】

CPU154は、A/Dコンバータ153から入力されるデジタル信号の解析処理を実行する。また、操作部140に含まれる各種操作ボタンからの指令信号を受信し、受信した指令信号に応じた処理を実行する。また、メモリ155への情報の書き込みおよび読み出しを実行する。また、表示部148への表示制御を行なう。

30

【0041】

(動作について)

図10は、本実施の形態の携帯型心電計100におけるCPU154が実行する処理の流れを示すフローチャートである。図10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155のROM内に格納されており、CPU154がこのプログラムを読み出して実行することにより実現される。

【0042】

図10を参照して、被験者によって電源ボタン141が押下されて電源が投入されると、機器の動作チェックが行なわれる(ステップS2)。次に、CPU154は、表示部148に測定ガイドを表示する(ステップS4)。たとえば、測定ガイドとして、ユーザである被験者が測定の際にとるべき姿勢などの情報が表示される。

40

【0043】

つづいて、CPU154は、外部より測定開始の指示があったか否かを判断する(ステップS5)。具体的には、被験者により測定ボタン142が押下されたか否かを判断する。CPU154は、測定開始の指示があるまで待機する(ステップS5においてNO)。

【0044】

測定開始の指示があったと判断された場合(ステップS5においてYES)、CPU154は、心電波形の測定処理を開始し、測定された心電波形の解析を行なう(ステップS

50

6, S8)。A/Dコンバータ153によりデジタル信号化された心電波形は、メモリ155のRAM内に一時的に記録される。心電波形の解析とは、デジタル信号化された心電波形より、不整脈や心筋の虚血等を示す形状的特徴の有無、徐脈や頻脈等を示す周期的特徴の有無、ノイズや基線変動等による解析不能な波形の有無等を検出し、検出結果を分析する処理である。なお、心電波形の測定および解析は、公知の手順により行なわれてよい。

【0045】

波形解析の結果、CPU154は、測定された心電波形が安定していたか否か、すなわち、解析不能な波形の有無を判断する(ステップS10)。心電波形が安定していたと判断された場合(ステップS10においてYES)、ステップS12に進む。一方、心電波形が安定していないと判断された場合(ステップS10においてNO)、ステップS14に進む。

10

【0046】

ステップS12において、CPU154は、心電波形の解析結果をメッセージに編集して該メッセージを表示部148に表示する。この際、メッセージとともに単位時間当たりの心拍数も表示される。心拍数は心電波形に基づき公知の手順で得ることができる。ステップS12の処理が終わると、ステップS18に進む。

【0047】

ここで、ステップS12における画面表示例を図11に示す。図11では、表示部148に、「波形に乱れはないようです。」と示されたメッセージ167と、「60拍/分」と示された単位時間当たりの心拍数のデータ163とが表示されている。

20

【0048】

ステップS14では、CPU154は、表示部148に、波形解析が不可であった旨の表示を行なうとともに、測定データを保存するか否かのメッセージを表示する。次に、このメッセージに応じて、被験者が測定データの保存を選択したか否かが判断される(ステップS16)。測定データの保存が選択された場合(ステップS16においてYES)、ステップS18に進む。一方、測定データの破棄が選択された場合(ステップS16においてNO)、ステップS20に進む。

【0049】

ステップS18において、CPU154は、測定データを保存する処理を行なう。すなわち、CPU154は、タイマ170から入力する現在の日時データ、RAMに一時格納していた心電波形データおよび解析結果を対応付けて、メモリ155の所定の記憶領域に格納する。

30

【0050】

ステップS20において、CPU154は、測定データを破棄する。

ステップS18あるいはステップS20の処理が終わると、一連の処理は終了される。

【0051】

なお、携帯型心電計100は、上記ステップS18において保存された心電波形の測定・解析結果を讀出して、表示部148に表示する機能を備えている。図12に、メモリ155に記憶されている心電波形の測定結果の表示画面の一例を示す。図12を参照して、表示開始時点では、画面の下段部には全測定期間にわたる全体波形の縮小波形162が表示されて、その上段部には測定開始時からたとえば2秒間の拡大波形164が表示される。また縮小波形162の下方には測定期間の長さを示すスケールバー165が表示されている。スケールバー165上には、拡大波形164が測定期間のどのあたりの波形であるかを指示するためのポインタ166が表示される。全測定期間のどのあたりの波形を拡大波形164として表示するかの変更は、右スクロールボタン146と左スクロールボタン145を操作してポインタ166をスケールバー165上を移動させることにより、2秒単位で変更可能である。また、被験者が図12の画面で心電波形を確認した後、決定ボタン144を押下すると、CPU154は表示中の心電波形に対応の解析結果のデータをメモリ155から讀出して、メッセージに編集し、編集したメッセージを表示部148にた

40

50

たとえば図 1 1 のように表示してもよい。

【 0 0 5 2 】

上述のように、本実施の形態では、本体ユニット 1 1 0 には、電極ユニット 1 1 7 を揺動自在に支持するバネ 1 9 0 a , 1 9 0 b , 1 9 0 c , 1 9 0 d が設けられている。これらのバネ 1 9 0 a , 1 9 0 b , 1 9 0 c , 1 9 0 d が、揺動自在に電極ユニット 1 1 7 を支持している様子を図 1 3 に示す。

【 0 0 5 3 】

図 1 3 には、携帯型心電計 1 0 0 を用いて心電波形が測定される様子を上方から見た場合の、本体ユニット 1 1 0 と電極ユニット 1 1 7 との連結状態が示されている。たとえば、本体ユニット 1 1 0 の移動方向（図中矢印 P 方向）が、測定部位である胸部 2 5 0 の表面における法線方向（図中矢印 R 方向）と合致する方向からずれてしまったと仮定する。このような場合、図 1 3 に示されるように、たとえばバネ 1 9 0 c（および 1 9 0 d）が縮み、バネ 1 9 0 a（および 1 9 0 b）が伸びることで、電極ユニット 1 1 7 は揺動される。したがって、本体ユニット 1 1 0 の移動方向にかかわらず、電極ユニット 1 1 7 に設けられた正電極 1 2 2 の接触方向（図中矢印 S 方向）は、胸部 2 5 0 の表面における法線方向と一致することになる。

10

【 0 0 5 4 】

また、移動方向が胸部 2 5 0 の表面における法線方向と合致する方向であったとしても、測定中、たとえば、本体ユニット 1 1 0 を把持している手や腕が下がってきってしまうことにより、本体ユニット 1 1 0（における左側面 1 1 6）が胸部 2 5 0 側（電極ユニット 1 1 7 側）に押圧されている方向がずれてしまうことがある。このような場合でも、本体ユニット 1 1 0 の胸部 2 5 0 への押圧方向のずれを、バネ 1 9 0 a , 1 9 0 b , 1 9 0 c , 1 9 0 d が吸収することができる。

20

【 0 0 5 5 】

以上より、本実施の形態によると、本体ユニット 1 1 0 の移動方向や押圧方向が、胸部 2 5 0 の表面における法線方向からずれてしまった場合でも、正電極 1 2 2 の接触方向と胸部 2 5 0 の表面における法線方向とを一致させることができる。つまり、本体ユニット 1 1 0 の左側面 1 1 6 と測定部位の表面とが非平行な状態であったとしても、電極ユニット 1 1 7 が柔軟に揺動するため、正電極 1 2 2 の接触面 1 2 2 a と測定部位の表面とは平行に保たれることになる。

30

【 0 0 5 6 】

これにより、正電極 1 2 2 と測定部位と接触安定性を向上させることができ、測定電圧値にばらつきが生じてしまうことを防止することができる。したがって、上述のような構成とすることで、精度良く安定的に心電波形を測定することができる。なお、図 1 3 においては、移動方向が本体ユニット 1 1 0 の下面 1 1 4 側にずれた場合の例を示したが、移動方向が本体ユニット 1 1 0 の上面 1 1 3 側、正面 1 1 1 側あるいは、背面 1 1 2 側にずれたとしても、同様の効果が奏される。

【 0 0 5 7 】

以上のように、本実施の形態では、4つのバネを設けることとしたが、本体ユニット 1 1 0 と電極ユニット 1 1 7 との間に設けられ、電極ユニット 1 1 7 を揺動可能に支持できれば、4つに限定されるものではない。たとえば、本体ユニット 1 1 0 の左側面 1 1 6 の略中央の位置と、電極ユニット 1 1 7 の面 1 1 7 b の略中央の位置とを連結する、1つのバネが設けられてもよい。

40

【 0 0 5 8 】

あるいは、本実施の形態では、弾性体の例としてコイルバネを用いたが、コイルバネに限定されるものではなく、たとえばゴムなどを用いてもよい。

【 0 0 5 9 】

また、本実施の形態では、正電極 1 2 2 を接触させる測定部位は胸部 2 5 0 であることとして説明したが、胸部 2 5 0 に限定されず、携帯型心電計 1 0 0 を把持する手以外の四肢または、胴であればよい。

50

【0060】

[実施の形態2]

上記実施の形態1では、測定を開始する際、被験者が測定ボタン142を押下する必要があった。これに対し、実施の形態2における携帯型心電計は、本発明における携帯型心電計の構成を利用して、自動的に測定を開始するものである。なお、実施の形態2における携帯型心電計の基本的なハードウェア構成および動作は、実施の形態1と同様である。したがって、ここでも、同一または相当部分には同一符号を付して説明する。

【0061】

以下に、図14および図15を用いて、実施の形態2における携帯型心電計について、実施の形態1における携帯型心電計100との相違点を中心に説明する。なお、図14および図15においては、フレキシブル基板180の図示が省略されているものとする。

【0062】

本発明の実施の形態2における携帯型心電計100Aの外観の一例を図14に示す。図14を参照して、携帯型心電計100Aにおいて、実施の形態1の測定ボタン142に代えて、本体ユニット110Aの左側面116に、非使用状態において、電極ユニット117における面117b側に突出する測定ボタン142Aが設けられている。本体ユニット110Aの内部には、測定ボタン142Aが押下されたか否かを検知するためのたとえばスイッチ（以下「押下検知スイッチ」という）（図示せず）が含まれるものとする。押下検知スイッチは、測定ボタン142Aが押下されたと判断した場合、CPU154に対して心電波形の測定開始を指示する。

【0063】

本実施の形態において、測定ボタン142Aが押下される様子を図15に示す。なお、この図には、本体ユニット110Aの移動方向（図中矢印P方向）が、胸部250の表面における法線方向と合致している場合の例が示される。図15を参照して、使用時（測定時）に、被験者が、本体ユニット110Aを、測定部位（図示せず）に対して図中矢印Pで示す方向に近づけたとする。そうすると、バネ190a, 190b, 190c, 190dは縮む。これに応じて、電極ユニット117の面117bによって測定ボタン142Aが、図中破線の矢印で示す方向（移動方向と逆の方向）に押下される。そうすると、本体ユニット110A内の押下検知スイッチ（図示せず）は、測定ボタン142Aが押下されたことを検知し、CPU154に対して、測定の開始を指示する。

【0064】

実施の形態2では、図10のフローチャートのステップS5において、CPU154は、押下検知スイッチ（図示せず）からの検知信号が入力されたか否かを判断することになる。CPU154は、検知信号が入力されると、測定開始の指示があったものとみなして（ステップS5においてYES）、図10のステップS6以下の処理を実行する。

【0065】

上述のように、本実施の形態では、本体ユニット110Aが測定部位に近づけられることに応じて正電極122が測定部位に押し当てられると、本体ユニット110Aと電極ユニット117との距離が接近するために、測定ボタン142Aが押下される。本体ユニット110Aの実際の移動方向と測定部位の表面における法線方向とがずれた場合であっても、バネ190a, 190b, 190c, 190dのうちの少なくともいずれかが縮むと測定ボタン142Aが押下されることが望ましい。このため、図14および図15に示したように、単一の測定ボタン142Aは、本体ユニット110Aの左側面116において、4つのバネ190a, 190b, 190c, 190dが設置された位置の内側の広い範囲に設けられることが好ましい。あるいは、本体ユニット110Aの左側面116における、バネ190a, 190b, 190c, 190dが設けられた位置に、それぞれのバネ190a, 190b, 190c, 190dの軸方向に4つの測定ボタンを設けることとしてもよい。

【0066】

（変形例）

10

20

30

40

50

なお、実施の形態 2 においても、実施の形態 1 と同様に、本体ユニットと電極ユニットとの間に複数のバネが設けられた場合を例に説明した。しかしながら、本体ユニットと電極ユニットとの間にバネが 1 つだけ設けられた場合であっても、上記と同様の動作が可能である。図 16 に、実施の形態 2 の変形例における携帯型心電計 100B の外観の一例を示す。なお、他の構成については、実施の形態 2 と同様である。

【0067】

図 16 に示すように、電極ユニット 117 の面 117b と、本体ユニット 110B の左側面 116 とが、1 つのバネ 191 によって連結されている。より具体的には、バネ 191 は、面 117b における略中央の位置と、左側面 116 における略中央の位置とを連結している。バネ 191 は、電極ユニット 117 を揺動自在に支持している。そして、バネ 191 の内部の中空部に測定ボタン 142A が設けられている。この場合も、実施の形態 2 と同様に、測定ボタン 142A は、本体ユニット 110B の左側面 116 に、非使用状態において、電極ユニット 117 における面 117b 側に突出して設けられている。

10

【0068】

本実施の形態の変形例において、測定ボタン 142A が押下される様子を図 17 に示す。図 17 を参照して、使用時（測定時）に、被験者が、本体ユニット 110B を、測定部位（図示せず）に対して図中矢印 P で示す方向に移動させたとする。そうすると、バネ 191 は縮む。これに応じて、電極ユニット 117 の面 117b によって測定ボタン 142A が、図中破線の矢印で示す方向（移動方向と逆の方向）に押下される。そうすると、本体ユニット 110B 内の押下検知スイッチ（図示せず）は、測定ボタン 142A が押下されたことを検知し、CPU 154 に対して、測定の開始を指示する。これによって、変形例においても、心電波形の測定が自動的に開始される。

20

【0069】

なお、実施の形態 2 およびその変形例では、測定ボタン 142A が押下されると、測定を開始するものとして説明したが、さらに / または、測定ボタン 142A が押下されたか否かに基づき、正電極 122 の接触状態を示す情報を被験者に報知してもよい。たとえば、“接触状態は良好です”といったメッセージを表示部 148 に表示させてもよいし、音声によって接触状態の情報を報知してもよい。

【0070】

[実施の形態 3]

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。上記実施の形態 1 および 2 では、支持部材として、伸縮自在な弾性体（バネ）を採用した。これに対し、実施の形態 3 では、支持部材として、自在継手（ユニバーサル軸受）を採用する。なお、実施の形態 3 における携帯型心電計の基本的なハードウェア構成および動作は、実施の形態 1 と同様である。したがって、ここでも、同一または相当部分には同一符号を付して説明する。

30

【0071】

以下に、図 18 および図 19 を用いて、実施の形態 3 における携帯型心電計 100C について、実施の形態 1 における携帯型心電計 100 との相違点を中心に説明する。

【0072】

図 18 は、本発明の実施の形態 3 における携帯型心電計 100C の外観の一部を示した図である。図 18 を参照して、電極ユニット 117 の面 117b と、本体ユニット 110C の左側面 116 とが、自在継手 192 によって連結されている。より具体的には、自在継手 192 は、面 117b における略中央の位置と、左側面 116 における略中央の位置とを連結している。なお、携帯型心電計 100C が必要以上に長尺とならないようにするためには、図 18 に示すように、本体ユニット 110C の左側面 116 における自在継手 192 が配置される位置に、凹部が設けられてもよい。

40

【0073】

本実施の形態では、電極ユニット 117 に設けられた正電極 122 と本体ユニット 110C 内の処理回路 150 とは、たとえばリード線 181 によって電氣的に接続されている。

50

【0074】

実施の形態3において、自在継手192が電極ユニット117を揺動自在に支持している様子を図19に示す。図19には、携帯型心電計100Cを用いて心電波形が測定される様子を上方から見た場合の、本体ユニット110Cと電極ユニット117との連結状態が示されている。本体ユニット110Cが、測定部位(図示せず)に対し、測定部位の表面における法線方向からずれた方向(図中矢印P方向)に移動または押圧された場合、図19に示されるように、自在継手192が傾く。したがって、本体ユニット110Cの左側面116と測定部位の表面とが非平行な状態であったとしても、電極ユニット117に設けられた正電極122と測定部位の表面とは平行に保たれる。

【0075】

これにより、実施の形態3においても、実施の形態1と同様の効果を奏することができる。

10

【0076】

なお、本実施の形態のように、支持部材として自在継手192を用いた場合であっても、実施の形態2と同様に、正電極122が測定部位に押し当てられたか否かを検知できてもよい。たとえば、電極ユニット117の位置変化を検出するための加速度センサ(図示せず)を電極ユニット117に設けることで、実現可能である。つまり、たとえば、図10に示したルーチンが開始された後、ステップS5において、CPU154は、加速度センサ(図示せず)からの検出信号に基づく検出量(値)が所定値以内であるか否かを判断する。そして、検出量が所定値以内であれば、電極ユニット117の揺動が停止されたと考えられるため、電極ユニット117に設けられた正電極122が測定部位に押し当てられたと判断することができる。

20

【0077】

[実施の形態4]

次に、本発明の実施の形態4について説明する。上記実施の形態1および2では、支持部材として、弾性体(コイルバネ)を採用した。また、実施の形態3では、支持部材として、自在継手を採用した。これに対し、実施の形態4では、支持部材として、流体袋が採用される。なお、実施の形態4における携帯型心電計の基本的なハードウェア構成および動作も、実施の形態1と同様である。したがって、ここでも、同一または相当部分には同一符号を付して説明する。

30

【0078】

以下に、図20および図21を用いて、実施の形態4における携帯型心電計100Dについて、実施の形態1における携帯型心電計100との相違点を中心に説明する。

【0079】

図20は、本発明の実施の形態4における携帯型心電計100Dの外観の一部を示した図である。図20を参照して、電極ユニット117の面117bと、本体ユニット110Dの左側面116とが、流体袋193によって連結されている。流体袋193は、電極ユニット117の面117bおよび本体ユニット110Dの左側面116双方の略全面に接着されている。本実施の形態では、流体袋193は、略中央部に穴193aを有する環状(ドーナツ状)の形状に形成されており、当該穴193aによって、電極ユニット117における面117bの所定位置と本体ユニット110Dにおける左側面116の所定位置とが対面している。そして、電極ユニット117に設けられた正電極122と本体ユニット110D内の処理回路150とを電気的に接続するためのリード線181が、穴193aを貫通して配される。なお、このように、流体袋193に、リード線181を接続するための穴193aを設けることとしたが、このような形態に限定されるものではない。たとえば、流体袋193の表面に沿うようにリード線181を設けてもよい。

40

【0080】

次に、実施の形態4において、流体袋193が電極ユニット117を揺動自在に支持している様子を図21に示す。図21には、携帯型心電計100Dを用いて心電波形が測定される様子を上方から見た場合の、本体ユニット110Dと電極ユニット117との連結

50

状態が示されている。本体ユニット 110D が、測定部位（図示せず）に対し、測定部位の表面における法線方向からずれた方向（図中矢印 P 方向）に移動または押圧された場合、図 21 に示されるように、流体袋 193 は変形する。したがって、本体ユニット 110D の左側面 116 と測定部位の表面とが非平行な状態であったとしても、電極ユニット 117 に設けられた正電極 122 と測定部位の表面とは平行に保たれる。

【0081】

これにより、実施の形態 4 においても、実施の形態 1 と同様の効果を奏することができる。

【0082】

なお、本実施の形態のように、支持部材として流体袋 193 を用いた場合であっても、実施の形態 2 と同様に、正電極 122 が測定部位に押し当てられたか否かを検知できてもよい。たとえば、流体袋 193 内に圧力センサ（図示せず）を設けることで、実現可能である。つまり、たとえば、図 10 に示したルーチンが開始された後、ステップ S5 において、CPU 154 は、圧力センサ（図示せず）からの検出信号に基づく検出量（値）が所定値以内であるか否かを判断する。そして、検出量が所定値以内であれば、電極ユニット 117 の揺動が停止されたと考えられるため、電極ユニット 117 に設けられた正電極 122 が測定部位に押し当てられたと判断することができる。

10

【0083】

[実施の形態 5]

次に、本発明の実施の形態 5 について説明する。上記実施の形態 1～4 では、支持部材は、本体ユニットと電極ユニットとを連結するものであった。これに対し、実施の形態 5 では、支持部材は、本体ユニットと正電極とを直接連結するものである。なお、実施の形態 5 における携帯型心電計の基本的なハードウェア構成および動作も、実施の形態 1 と同様である。したがって、ここでも、同一または相当部分には同一符号を付して説明する。

20

【0084】

以下に、図 22～図 24 を用いて、実施の形態 5 における携帯型心電計 100E について、実施の形態 1 における携帯型心電計 100 との相違点を中心に説明する。

【0085】

図 22 は、本発明の実施の形態 5 における携帯型心電計 100E の外観の一部を示した斜視図である。図 23 は、本発明の実施の形態 5 における携帯型心電計 100E の外観の一部を示した正面図である。

30

【0086】

図 22 および図 23 を参照して、本体ユニット 110E の左側面 116 と、正電極 122 の本体ユニット 110E に対向する面（すなわち、測定部位との接触面 122a の反対側に位置する面）122b とが、バネ 190a, 190b, 190c, 190d によって連結されている。より具体的には、正電極 122 の面 122b は略矩形の形状を有しており、バネ 190a, 190b, 190c, 190d は、正電極 122 の面 122b および本体ユニット 110E の左側面 116 の四隅をそれぞれ連結している。そして、正電極 122 の面 122b と本体ユニット 110E の左側面 116 との間に、正電極 122 と本体ユニット 110E 内の処理回路 150 とを電氣的に接続するためのリード線 181 が接続されている。

40

【0087】

本実施の形態において、バネ 190a, 190b, 190c, 190d が揺動自在に正電極 122 を支持している様子を図 24 に示す。

【0088】

図 24 には、携帯型心電計 100E を用いて心電波形が測定される様子を上方から見た場合の、本体ユニット 110E と正電極 122 との連結状態が示されている。本体ユニット 110E が、測定部位（図示せず）に対し、測定部位の表面における法線方向からずれた方向（図中矢印 P 方向）に移動または押圧された場合、図 24 に示されるように、たとえば、バネ 190c（および 190d）は縮み、バネ 190a（および 190b）は伸び

50

ることになる。このように、本体ユニット 110E の左側面 116 と測定部位の表面とが非平行な状態であったとしても、正電極 122 (における接触面 122a) と測定部位とは平行に保たれる。

【0089】

これにより、実施の形態 5 においても、実施の形態 1 と同様の効果を奏することができる。

【0090】

なお、本実施の形態では、4つのバネを設けた例を示したが、4つに限定されるものではなく、たとえば1つのバネが設けられてもよいし、5つ以上のバネが設けられてもよい。あるいは、バネに代えて、他の弾性体、あるいは、自在継手または流体袋が設けられてもよい。

10

【0091】

また、実施の形態 5 においても、実施の形態 2 と同様に、測定ボタン 142A を本体ユニット 110E の左側面 116 に設けて、心電波形の測定を自動的に開始してもよい。あるいは、正電極 122 の接触状態を被験者に報知してもよい。

【0092】

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。

20

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計の概略斜視図である。

【図2】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計の正面図である。

【図3】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計の上面図である。

【図4】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計の下面図である。

【図5】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計の右側面図である。

【図6】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計の左側面図である。

【図7】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計を用いて心電波形を測定する際に被験者がとるべき測定姿勢を示した斜視図である。

30

【図8】本発明の実施の形態 1 における携帯型心電計を用いて心電波形を測定する際に被験者がとるべき測定姿勢を上方から見た図である。

【図9】本発明の各実施の形態における携帯型心電計のハードウェア構成を示すブロック図である。

【図10】本発明の各実施の形態の携帯型心電計における CPU が実行する処理の流れを示すフローチャートである。

【図11】本発明の各実施の形態における、測定結果の画面表示の一例を示す図である。

【図12】本発明の各実施の形態においてメモリに記憶されている心電波形の測定結果の表示画面の一例を示す図である。

【図13】本発明の実施の形態 1 において、バネが電極ユニットを揺動自在に支持している様子を示す図である。

40

【図14】本発明の実施の形態 2 における携帯型心電計の外観の一例を示す図である。

【図15】本発明の実施の形態 2 において、測定ボタンが押下される様子を示す図である。

【図16】本発明の実施の形態 2 の変形例における携帯型心電計の外観の一例を示す図である。

【図17】本発明の実施の形態 2 の変形例において、測定ボタンが押下される様子を示す図である。

【図18】本発明の実施の形態 3 における携帯型心電計の外観の一部を示す図である。

【図19】本発明の実施の形態 3 において、自在継手が電極ユニットを揺動自在に支持し

50

ている様子を示す図である。

【図20】本発明の実施の形態4における携帯型心電計の外観の一部を示す図である。

【図21】本発明の実施の形態4において、流体袋が電極ユニットを揺動自在に支持している様子を示す図である。

【図22】本発明の実施の形態5における携帯型心電計の外観の一部を示した斜視図である。

【図23】本発明の実施の形態5における携帯型心電計の外観の一部を示した正面図である。

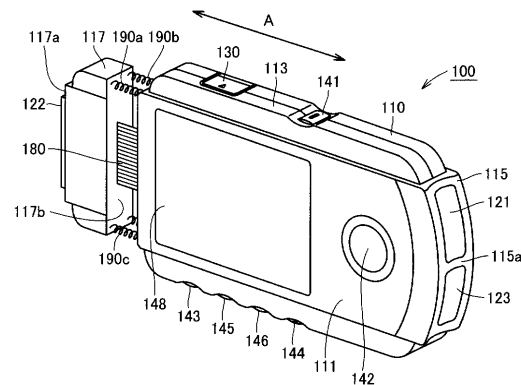
【図24】本発明の実施の形態5において、バネが正電極を揺動自在に支持している様子を示す図である。

【符号の説明】

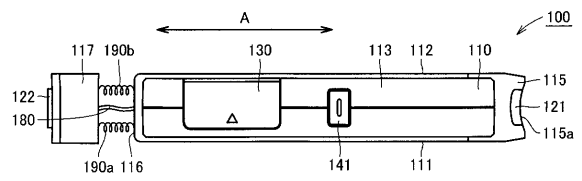
【0094】

100, 100A, 100B, 100C, 100D, 100E 携帯型心電計、110, 110A, 110B, 110C, 110D, 110E 本体ユニット、111 正面、112 背面、113 上面、114 下面、115 右側面、116 左側面、117 電極ユニット、120 電極部、121 負電極、122 正電極、123 不閉電極、130 開閉カバー、132 外部記憶媒体、140 操作部、141 電源ボタン、142, 142A 測定ボタン、143 メニューボタン、144 決定ボタン、145 左スクロールボタン、146 右スクロールボタン、148 表示部、150 処理回路、151 アンプ回路、152 フィルタ回路、153 A/Dコンバータ、154 CPU、155 メモリ、160 電源、170 タイマ、180 フレキシブル基板、181 リード線、190a, 190b, 190c, 190d, 191 バネ、192 自在継手、193 流体袋。

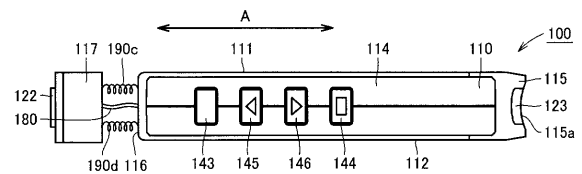
【図1】



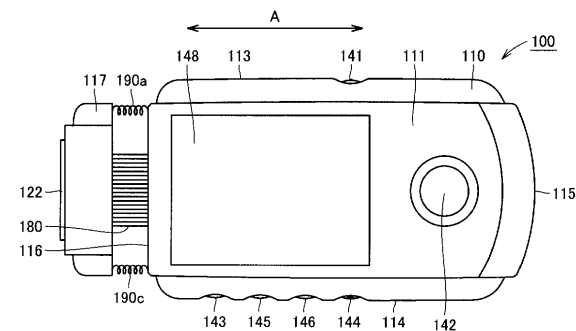
【図3】



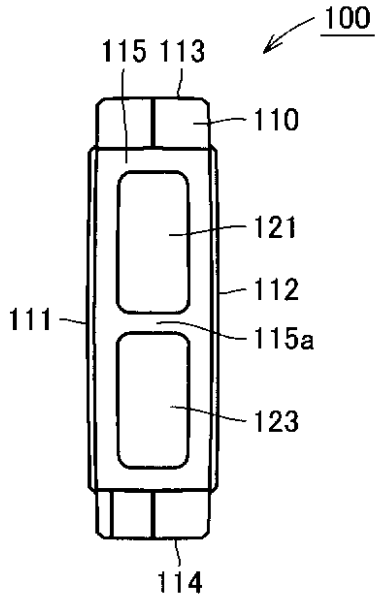
【図4】



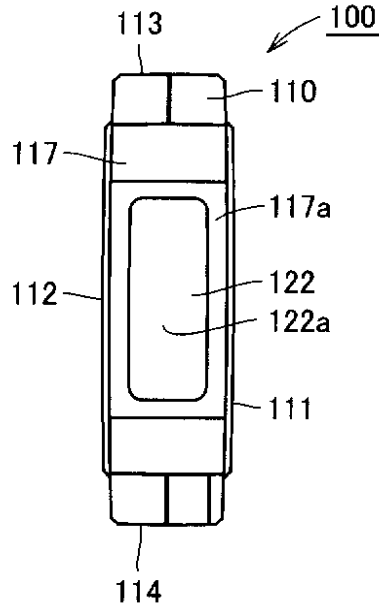
【図2】



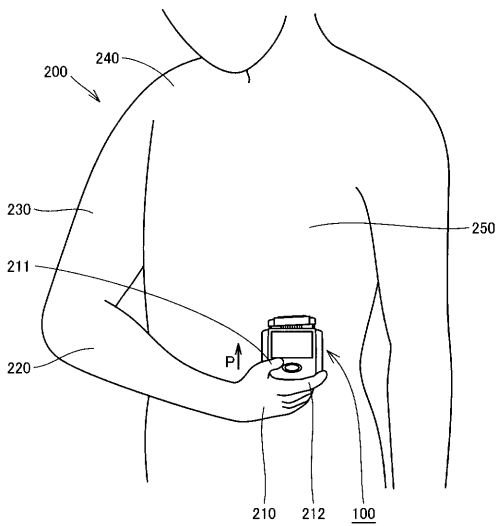
【図5】



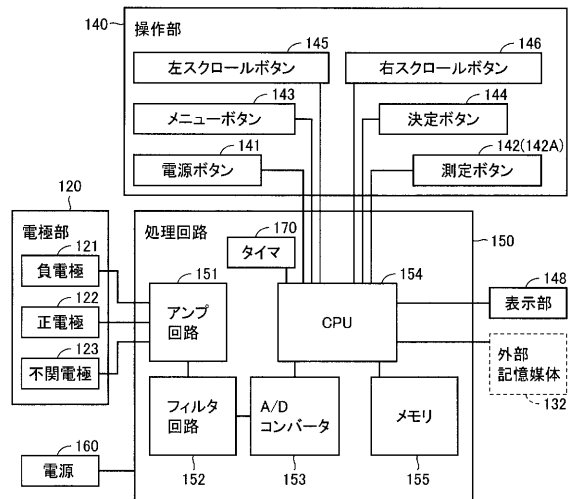
【図6】



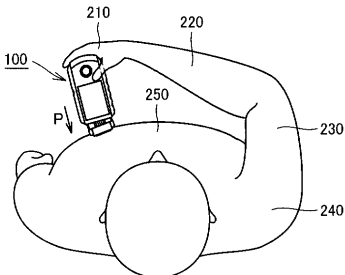
【図7】



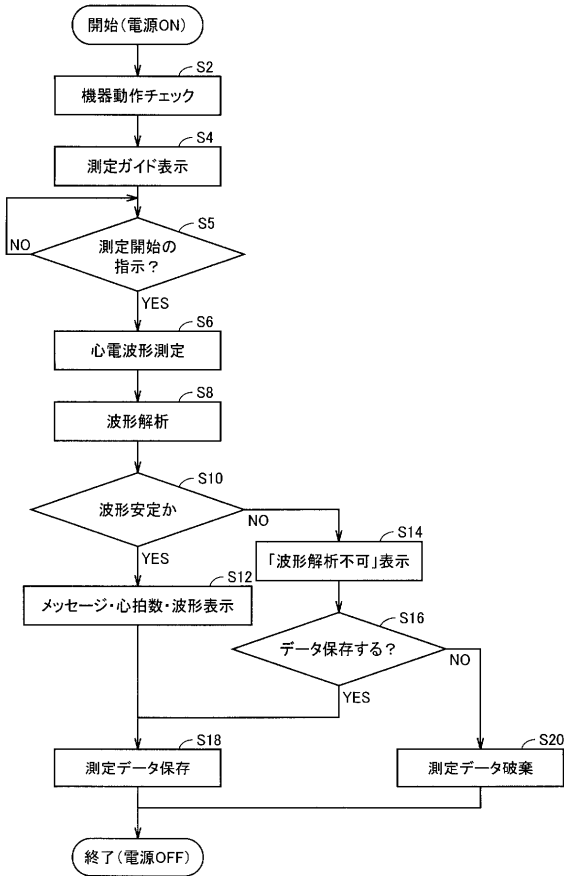
【図9】



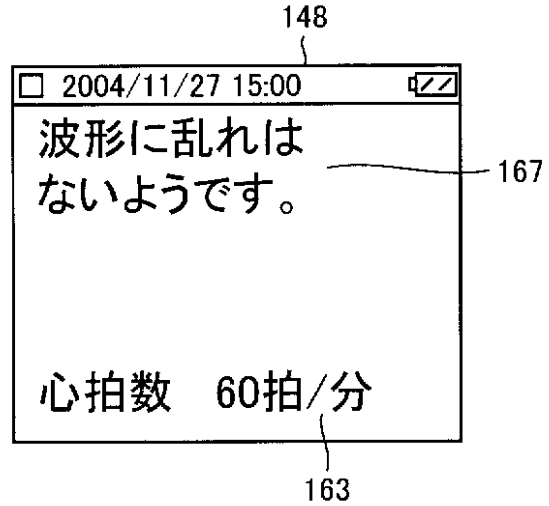
【図8】



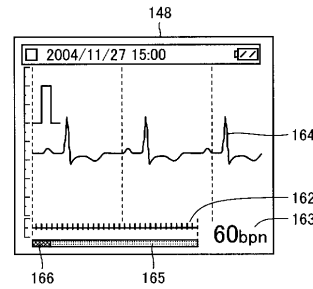
【図10】



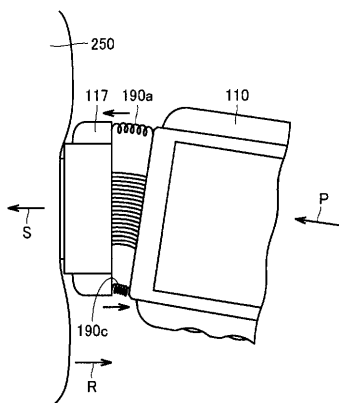
【図11】



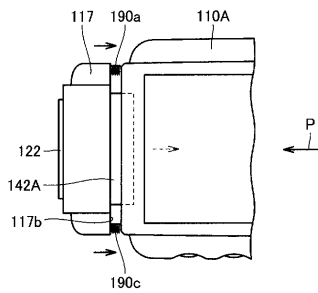
【図12】



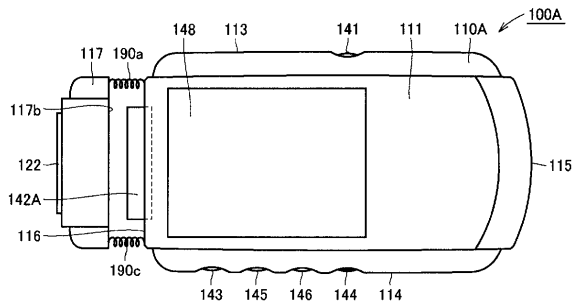
【図13】



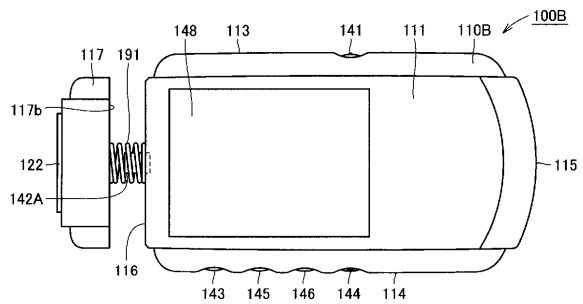
【図15】



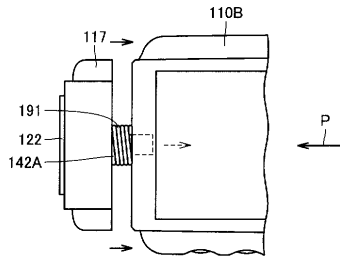
【図14】



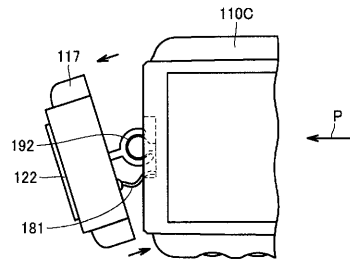
【図16】



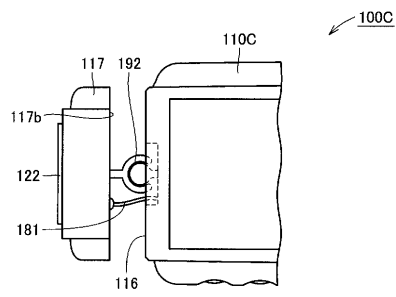
【 図 17 】



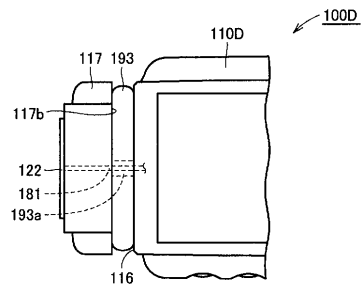
【 図 19 】



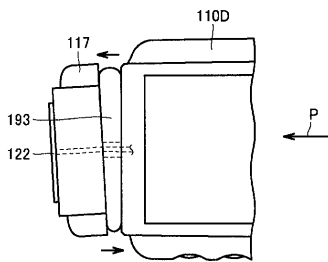
【 図 18 】



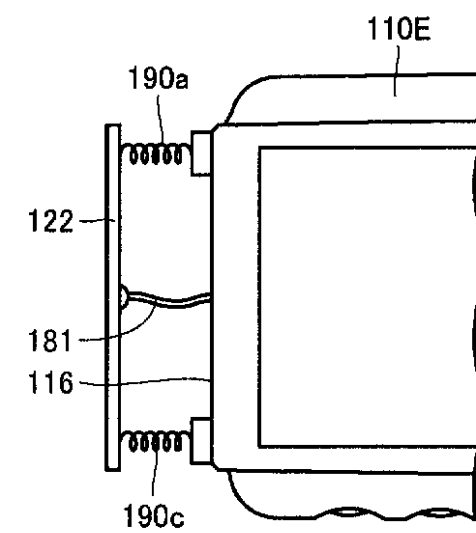
【 図 20 】



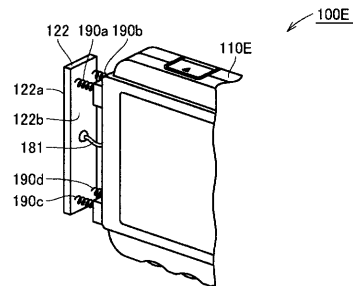
【 図 21 】



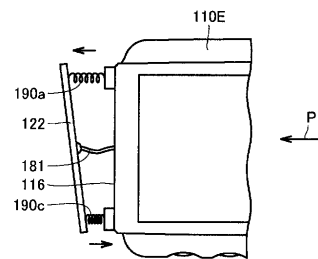
【 図 23 】



【 図 22 】



【 図 24 】



フロントページの続き

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 将行

(72)発明者 迫田 勇策

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町2-4番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 山本 則仁

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町2-4番地 オムロンヘルスケア株式会社内

Fターム(参考) 4C027 AA02 BB03 EE01 KK01