

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 7 月 10 日(10.07.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/106873 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0404 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/000006
- (22) 国際出願日: 2013 年 1 月 7 日(07.01.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 富田 剛(TOMITA, Tsuyoshi); 〒1030028 東京都中央区八重洲一丁目 4 番 1 6 号テルモ株式会社内 Tokyo (JP). 小澤 仁(OZAWA, Hitoshi); 〒1030028 東京都中央区八重洲一丁目 4 番 1 6 号テルモ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大塚 康德, 外(OHTSUKA, Yasunori et al.); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町 3 番 6 号 紀尾井町パークビル 7 F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

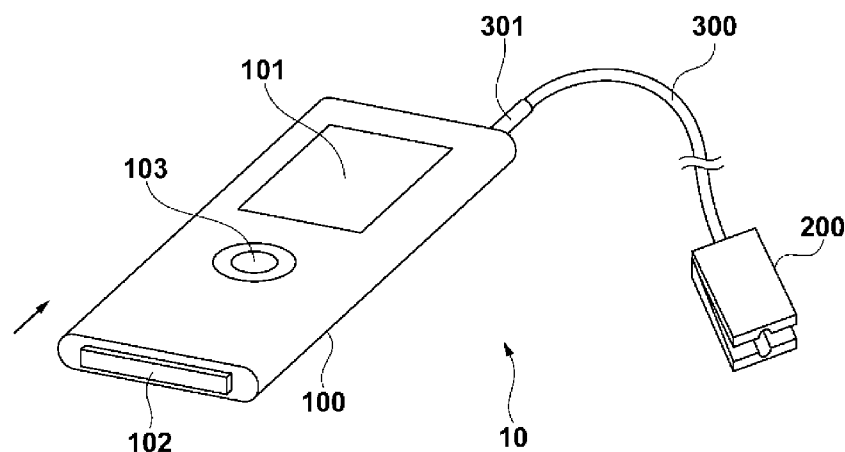
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシ
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ
(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: PORTABLE ELECTROCARDIOGRAPH

(54) 発明の名称: 携帯型心電計



(57) Abstract: The present invention facilitates measurement in which an electrocardiograph signal and other bio-information have been synchronized. A portable electrocardiograph that can be carried is provided with: a first cardiac electrode electrically connected to a control unit; a clip structure for sandwiching a finger of a subject and having a light-projecting and -receiving system for measuring blood oxygen saturation density of the sandwiched finger; and a second cardiac electrode electrically connected to the control unit and disposed in a position for connecting to the finger of a subject when the clip structure is sandwiched on the finger. The control unit measures electrocardiograph signals acquired from the first and second cardiac electrodes, and measures a transmitted-light intensity signal obtained from the light-projecting and -receiving system.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/106873 A1

心電図信号と他の生体情報の同期した測定を容易に行えるようにする。持ち運びが可能な携帯型心電計は、制御部に電気的に接続された第1心電極と、被検者の指を挟み、挟んだ指の血中酸素飽和濃度を測定するための投受光系を有するクリップ構造体と、クリップ構造体被検者の指を挟んだときにその指に接触する位置に配置され、上記制御部と電気的に接続された第2心電極とを備える。制御部は、第1および第2心電極から取得される心電図信号を測定するとともに、投受光系から得られる透過光強度信号を測定する。

明 細 書

発明の名称：携帯型心電計

技術分野

[0001] 本発明は、持ち運び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。持ち運びが可能な心電計としては、ホルター心電計やイベント心電計が知られている。ホルター心電計は、24時間以上に亘る日常生活中心電図を間欠的あるいは連続的に記録するもので、常時身体に電極を接触させておき、日常の活動の中で常に心電波形を測定および記憶する。一方、イベント心電計は、測定すべき自覚症状が発生した場合等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。

[0003] 上記のようなイベント式の携帯型心電計においては、一对の電極のうちの一方の電極を被験者の右手の指に、他方の電極を被験者の胸部下の皮膚に直接接触させることにより、第II誘導が利用されて心電波形が測定される。イベント式の携帯型心電計としては、特許文献1に記載されているように、心電計本体に露出電極を設け、この露出電極を身体に接触させて測定を行なう形式のものが一般的である。また、測定すべき自覚症状が発生した場合に迅速にかつ容易に心電波形の測定が可能な携帯型心電計を提供するために、種々の構成が提案されている。特許文献2では、心電計本体からケーブルを介して外部電極を引き出し、この外部電極を身体に接触させて測定を行なう構成を有した携帯型心電計が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2005-040187号公報

特許文献2：特開 2005-185756 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上述したような電極構造の工夫により、携帯型心電計による心電図信号の測定の容易性や精度は向上しているが、電極と被験者の体表との接触が十分でないことの心電図信号への影響は排除しきれていない。一般に、携帯型心電計は心電図信号を測定し記録するのみであり、その心電図波形に異常がある場合には、被検者の異常に起因しているのか、測定時の電極と被験者の体表との接触不良等に起因しているのか、判断しにくい状況もある。このような場合、その心電図波形が得られた際の脈拍の状態をみることにより、心電図における異常の原因特定を行うことが考えられるが、携帯型心電計においてそのようなことまで考慮したものは現在のところ存在しない。

[0006] また、一般的な携帯型心電計では心電図信号の取得をいかに容易に実行できるようにするかという点に注力されており、心肺機能の状態を容易に確認できるように、心電図と他の生体情報を合わせて計測するようなことは考慮されていない。

[0007] 本発明は、このような課題に鑑みてなされたものであり、心電図信号と、血中酸素飽和濃度を得るための透過光強度信号との同期した測定を容易に行えるようにすることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上記の目的を達成するための本発明の一態様による携帯型心電計は、持ち運びが可能な携帯型心電計であって、
制御部に電氣的に接続された第1心電極と、
被検者の指を挟み、挟んだ指の血中酸素飽和濃度を測定するための投受光系を有するクリップ構造体と、
前記クリップ構造体が被検者の指を挟んだときにその指に接触する位置に配置され、前記制御部と電氣的に接続された第2心電極と、を備え、
前記制御部は、

前記第 1 および第 2 心電極から取得される心電図信号を測定する第 1 測定手段と、

前記投受光系から得られる透過光強度信号を測定する第 2 測定手段と、を備える。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、心電図信号と、血中酸素飽和濃度を得るための透過光強度信号との同期した測定を容易に行うことができる。

[0010] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

図面の簡単な説明

[0011] 添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

[図1]実施形態による携帯型心電計の外観を示す図である。

[図2]実施形態による携帯型心電計の使用状態を示す図である。

[図3]実施形態による携帯型心電計の構成例を示すブロック図である。

[図4]実施形態による携帯型心電計の動作を説明するフローチャートである。

[図5]他の実施形態による携帯型心電計の外観を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、添付の図面を参照して本発明の好適な実施形態を説明する。

[0013] 図 1 は、実施形態による携帯型心電計 10 の外観を示す図である。心電計ユニット 100 は本実施形態の携帯型心電計 10 の本体部であり、図 3 により後述するように、各種機能構成を具備している。心電計ユニット 100 において表示部 101 は、たとえば液晶表示器を有し、心電図信号の測定結果など、各種表示を行なう。第 1 心電極 102 は、第 II 誘導による心電図信号を取得するための電極である。なお、第 1 心電極 102 は、筐体外部方向へ不図示の弾性部材により付勢されて心電計ユニット 100 の筐体表面よりも突出しており、筐体内部方向へスライド可能となっている。したがって被験

者の体表に第1心電極102が所定の押圧力を超える力で押し当てられることで、第1心電極102が筐体内部方向へスライドし、このスライドの検知により心電図信号の測定、記録が開始されるようになっている。操作部103は、携帯型心電計10への電力供給のオンオフを行うための電源スイッチやその他の各種機能スイッチを含む。なお、操作部103の一部として、表示部101にタッチパネルを設けてもよい。

[0014] 心電計ユニット100には、ケーブル300を介して、心電計ユニット100とは別体のSpO2ユニット200が接続されている。ケーブル300と心電計ユニット100の間、および、ケーブル300とSpO2ユニット200の間は、それぞれコネクタを介して、あるいは直接に接続される。図1では、ケーブル300と心電計ユニット100の間がコネクタ301を介して接続されており、ケーブル300とSpO2ユニット200の間は直接に接続されている例が示されている。

[0015] SpO2ユニット200は、被検者の指を挟むように構成されたクリップ構造体を有している。このクリップ構造体には、被検者の指を挟んだ状態で、被検者の指と接触するように設けられた、第2心電極（図3の201）が設けられている。第2心電極201は第1心電極102とともに、第II誘導による心電図信号を取得するための電極を構成する。また、SpO2ユニット200のクリップ構造体の内部には、被検者の指が第2心電極201に接触した状態で飽和酸素濃度を測定することができるよう投受光系が設けられており、投受光系はパルスオキシメータとして機能するための信号を提供する。

[0016] 図2は、本実施形態による携帯型心電計10の使用状態を示す図である。被験者20の右手の指をSpO2ユニット200のクリップ構造体により挟むと、SpO2ユニット200内（クリップ構造体内）の第2心電極201が右手指と接触する。この状態で、心電計ユニット100の第1心電極102を被験者20の左腹部に押し当てると、第1心電極102と第2心電極201により、第II誘導による心電図信号が取得される。なお、心電計ユニッ

ト１００の第１心電極１０２を被験者２０に押し当てる操作は、被験者２０自身が行ってもよいし、被験者２０以外の測定者が行ってもよい。

[0017] 図３は、本実施形態による携帯型心電計１０における、心電計ユニット１００およびＳｐＯ２ユニット２００の内部構成を説明するブロック図である。心電計ユニット１００において、ＣＰＵ１１１は、メモリ１１２に格納されたプログラムを実行することにより、携帯型心電計１０の各種処理を実行する。ＣＰＵ１１１は、たとえば、第１心電極１０２および第２心電極２０１から得られる心電図信号や、ＳｐＯ２ユニット２００から得られる血中酸素飽和濃度（ＳｐＯ２）の測定のための透過光強度信号を取得し、処理する。メモリ１１２は、不図示のＲＯＭやＲＡＭを有し、ＣＰＵ１１１により実行されるプログラム、心電図やＳｐＯ２などの測定結果などの格納に用いられる。

[0018] 通信部１１３は、ＣＰＵ１１１が外部装置との通信を行なうのに用いられる。ＣＰＵ１１１は、たとえばメモリ１１２に格納された測定結果を、通信部１１３を用いて外部装置（パーソナルコンピュータなど）へ送信することができる。なお、通信部１１３の通信形態は、有線でも無線でも構わない。無線通信としては、たとえば、ＵＳＢ、イーサネットなどの通信方式が挙げられる。また、無線通信としては、例えば、無線ＬＡＮ、各種の近距離無線通信（ＮＦＣ）、ＢＬＥ（低消費電力ブルートゥース）、ＡＮＴなどの通信方式が挙げられる。

[0019] タイマ１１４は、時計機能を提供する。電源１１５は、バッテリーを装着し、操作部１０３の電源スイッチの操作に応じて携帯型心電計１０の各部へ必要な電力を供給する。スイッチ部１１６は、第１心電極１０２が押しこまれたことを検知し、ＣＰＵ１１１はその検知信号に応じて心電図信号の測定を開始する。第１フィルタ１１７は、第１心電極１０２と電氣的に接続され、第１心電極１０２から得られる信号からノイズを除去し、心電図信号を抽出する。第１アンプ１１８は、第１フィルタ１１７が抽出した心電図信号を増幅し、ＣＰＵ１１１に提供する。また、ＳｐＯ２ユニット２００において、

第3フィルタ217は第2心電極201と電氣的に接続され、第2心電極201から得られる信号からノイズを除去し、心電図信号を抽出する。第3アンプ218は、第3フィルタ217が抽出した心電図信号を増幅し、ケーブル300を介してCPU111に提供する。なお、第2心電極201からの信号を第3アンプ218と第1アンプ118の両方を用いて増幅するようにしてもよい。

[0020] SpO2ユニット200において、投光器203および受光器204は、血中酸素飽和濃度を測定するための投受光系を構成する。すなわち、投光器203は赤色光と赤外光を発光し、受光器204はこれらが被検体の指を透過した透過光を検出する。受光器204で検出された透過光強度信号は、第2フィルタ205においてノイズ除去され、第2アンプ206へ提供される。第2アンプ206は、第2フィルタ205から提供された透過光強度信号を増幅し、ケーブル300を介してCPU111に提供する。CPU111は、透過光強度信号を解析して血中酸素飽和濃度や脈拍の（時間的な）位置、脈拍数を検出する。

[0021] ケーブル300は、第2心電極201と第1フィルタ117を接続して心電図信号を伝送するための電線や、第2アンプ206とCPU111を接続して透過光強度信号を伝送するための電線を含む。また、ケーブル300は電源線を含み、電源115からの電力がSpO2ユニット200の各構成へ供給される。なお、SpO2ユニット200が個別に電源を有するように構成してもよく、その場合、電源線は不要である。

[0022] 図4は、本実施形態の携帯型心電計10による心電図測定および血中酸素飽和濃度測定の動作を説明するフローチャートである。

[0023] 電源スイッチの操作により電源がオンされると、ステップS401において、CPU111は測定開始の指示が検知されるのを待つ。上述したように、本実施形態では第1心電極102が押し込まれたことをスイッチ部116が検知することにより測定開始の指示が認識される。なお、測定の開始に先立って、被験者20の右手指をSpO2ユニット200のクリップ構造体に

より挟んでおくものとする。また、第1心電極102の押し込みによる測定開始に代えて、操作部103に測定開始スイッチを設けておき、ユーザがこの測定開始スイッチを操作することで心電図の測定が開始されるようにしてもよい。

[0024] 第1心電極102が押し込まれて測定開始の指示が認識されると、CPU111は第1アンプ118から心電図信号を取得し、第2アンプ206から透過光強度信号を取得する（ステップS402、S403）。CPU111は、これらの信号を実質的に同時に取得し、メモリ112に記録する（ステップS404）。したがって、心電図信号と透過光強度信号の同期した測定が行われ、記録されることになる。なお、心電図信号と透過光強度信号のサンプリング周期は250Hzとする。なお、SpO2による脈波の検出には100Hz以上で十分であるが、本実施形態では心電図信号の測定とタイミングを合わせるために、透過光強度信号のサンプリング周期も250Hzとしている。サンプリングされた心電図信号から心拍数が、透過光強度信号から血中酸素飽和濃度や脈拍数が算出され、それぞれメモリ112に記録される。なお、SpO2ユニット200から脈拍数を得る際には、2～4回の拍の検出から移動平均をとることが好ましい。

[0025] ステップS405においてCPU111は、取得した心電図信号と透過光強度信号を解析して心拍周期と脈拍の時間的なずれを測定し、このずれ量の大きさに基づいて被験者20の異常や測定状態の異常を検出する。たとえば、心拍と脈拍のずれが所定量（50%）を超えた場合には、身体の異常を直ちに報知して測定者又は被検者に注意を促すことができる。また、たとえば、脈拍の発生が検出されているのにこれに対応する心拍が心電図信号から得られていないような場合には、第1心電極102あるいは第2心電極201と被験者の体表との接触が不完全であるといった旨の警告を行なうことができる。また、心電波形が正常で、脈が細動を起こしている場合、心電も脈も異常な場合など、脈だけでしかわからない内容が短時間で簡単に確認できる。ステップS405において異常が検出されなければ、処理はステップS4

０７へ、異常が検出されれば処理はステップＳ４０８へ進む。

[0026] ステップＳ４０８において、ＣＰＵ１１１は表示部１０１により異常の発生、上述したような測定状態の不完全さの警告を報知する。なお、測定状態が不完全であった場合には、警告の報知とともに測定を中止し、やり直しを促すようにしてもよい。ステップＳ４０７では、ＣＰＵ１１１はタイマ１１４により測定が開始されてから３０秒が経過したかどうかを判定する。３０秒が経過していなければ処理はステップＳ４０２へ戻り、上述の処理が繰り返される。なお、本実施形態では心電図信号の測定期間を３０秒としたが、これに限られるものではない。

[0027] ３０秒の心電図信号および透過光強度信号の測定を終えると、処理はステップＳ４０７からステップＳ４０９へ進む。ステップＳ４０９においてＣＰＵ１１１は、表示部１０１により測定の終了を報知し、その後、ステップＳ４０９において測定結果を表示する。測定結果の表示では、心電図のグラフィック表示、心電図（心拍の波形）への脈拍位置の表示などを行なうことができる。なお、３０秒にわたる心電図を表示部１０１に一括して表示することは困難であるため、操作部１０３が有する左右キーなどにより、心電図のスクロール表示を可能にしている。また、操作部１０３への所定の操作に応じて、ＣＰＵ１１１はメモリ１１２に記録されている測定結果を通信部１１３を介してパーソナルコンピュータ等の外部装置へ送信する（ステップＳ４０９）。

[0028] 以上のように、本実施形態の携帯型心電計１０によれば、心電図、心拍と、血中飽和濃度、脈拍との同期した測定を容易に行うことができ、測定者は心臓の状態をよりの確に判定することができる。また、測定者は、心電図信号から得られる心拍と透過光強度信号から得られる脈拍との関係に基づいて、携帯型心電計１０により行われた心電図の測定の信憑性を容易に判断できる。

[0029] なお、第１心電極１０２の位置は、図１に示されたような心電計ユニット１００の端面に限られるものではなく、たとえば、心電計ユニット１００の

表示部 101 と対向する背面などに設けられてもよい。

[0030] また、上記実施形態では、第 1 心電極 102 が心電計ユニット 100 本体に配置されているがこれに限られるものではない。たとえば、第 1 心電極 102 をケーブルにより心電計ユニット 100 の本体外部へ配置するようにしてもよい。このようにすれば、体動や筋電が心電図信号に乗らなくなり、より精度が向上する。また、第 1 心電極 102 を本体外部へ配置する場合、図 5 に示すように、第 1 心電極 102 を、聴診器 500 の採音部 501 の体表と接触する部位に設けてもよい。たとえば、採音部 501 の体表と接する面の周囲のリング部を電極とすることで実現できる。この場合、所定のテンションを超えた場合を測定開始としてもよく、聴診器 500 には第 1 心電極 102 とスイッチ部 116 が設けられることになる。このように心電計本体部が聴診器機能を持っていることにより、心電計本体を腹部に当てることにより同時に 1 点ではあるが肺音も記録できる。したがって、聴診器にマイクを設けて肺音を記録できるようにすれば、心電図信号、SpO₂、肺（あるいは他の部位）の聴診音を同時に記録することができる。

[0031] なお、上述したように各実施形態において第 1 心電極 102 はスイッチ機能を有し、適度な押圧力で被験者の体表に電極が押し当てられるようにしている。この押圧力が弱すぎると電極との密着が悪く波形が取れにくく、また強すぎると、筋電で現れ心電波形がわかりにくくなるためである。上記各実施形態では、第 1 心電極 102 を一定以上（たとえば、100g～500g）の力で押すことにより心電図信号を計測するためのスイッチが入るようにしておける。また、第 1 心電極 102 の押し込み時にクリックを発生するようすれば、スイッチが入るクリック感でちょうどよい力で電極を密着することが可能となる。

[0032] また、上記実施形態では、心電計ユニット 100 に CPU 111 などの制御部や電源を収容しているが、これらの全て或いは一部を SpO₂ ユニット 200 のクリップ構造体に収容してもよい。たとえば、心電計ユニット 100 に関して示した制御部や電源を全て SpO₂ ユニット 200 に収容した場

合は、S p O 2 ユニット 2 0 0 の外部に第 1 心電極 1 0 2 とスイッチ部 1 1 6 がケーブルにより外部へ引き出された構成となる。また、たとえば、図 5 に示したような聴診器 5 0 0 を用いた場合、携帯型心電計の構成は聴診器 5 0 0 に配置された第 1 心電極 1 0 2 やスイッチ部 1 1 6 の信号を伝送するためのケーブルが S p O 2 ユニット 2 0 0 に接続された構成となり、心電計ユニット 1 0 0 として示した筐体は不要となる。

[0033] また、たとえば、心電計ユニット 1 0 0 に制御部の一部を収容する構成の一例として、通信部 1 1 3 を S p O 2 ユニット 2 0 0 のクリップ構造体に収容する構成が挙げられる。また、この場合、R F I D タグを用いて通信内容を記録しておけば、S p O 2 ユニット 2 0 0 を心電計ユニット 1 0 0 から外した状態でも、測定結果を外部装置へ送信できる。

[0034] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

請求の範囲

- [請求項1] 持ち運びが可能な携帯型心電計であって、
制御部に電氣的に接続された第1心電極と、
被検者の指を挟み、挟んだ指の血中酸素飽和濃度を測定するための
投受光系を有するクリップ構造体と、
前記クリップ構造体が被検者の指を挟んだときにその指に接触する
位置に配置され、前記制御部と電氣的に接続された第2心電極と、を
備え、
前記制御部は、
前記第1および第2心電極から取得される心電図信号を測定する第
1測定手段と、
前記投受光系から得られる透過光強度信号を測定する第2測定手段
と、を備えることを特徴とする携帯型心電計。
- [請求項2] 前記第2測定手段は、前記投受光系から得られる前記透過光強度信
号に基づいて、血中酸素飽和濃度、脈拍の時間的な位置、脈拍数のい
ずれかを測定することを特徴とする請求項1に記載の携帯型心電計。
- [請求項3] 前記第1測定手段により測定された心電図信号と、前記第2測定手
段により測定された透過光強度信号を同期させてメモリに記録する記
録手段を更に備えることを特徴とする請求項1または2に記載の携帯
型心電計。
- [請求項4] 前記メモリに記録された心電図信号と測定結果を、外部装置へ送信
するための通信手段を更に備えることを特徴とする請求項3に記載の
携帯型心電計。
- [請求項5] 前記第1測定手段により測定された心電図信号から得られる心拍と
、前記第2測定手段により得られた脈拍の位置との時間的なずれに基
づいて異常を判定する判定手段を更に備えることを特徴とする請求項
1乃至4のいずれか1項に記載の携帯型心電計。
- [請求項6] 前記判定手段により異常と判定された場合に、異常の発生の報知を

行なう報知手段を更に備えることを特徴とする請求項 5 に記載の携帯型心電計。

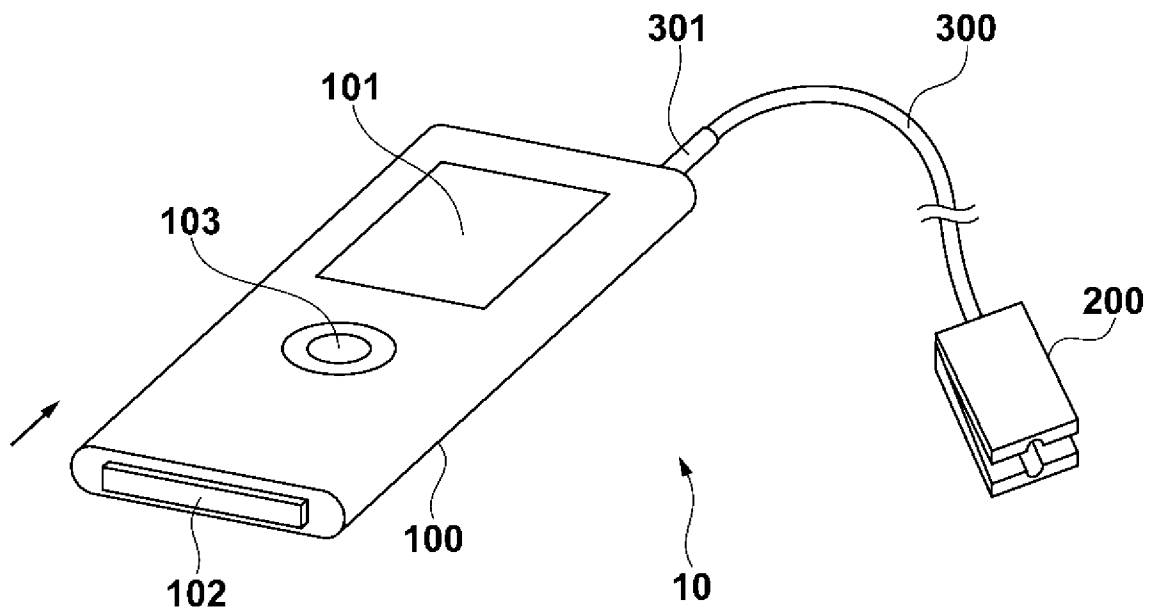
[請求項7] 前記クリップ構造体とは別体の筐体を有し、
前記制御部は、前記筐体に収容されており、
前記第 1 心電極は、前記筐体の表面に配置されていることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の携帯型心電計。

[請求項8] 前記制御部が前記クリップ構造体に収容されており、
前記第 1 心電極が前記クリップ構造体の外部にあり、電線を介して前記制御部と接続されていることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の携帯型心電計。

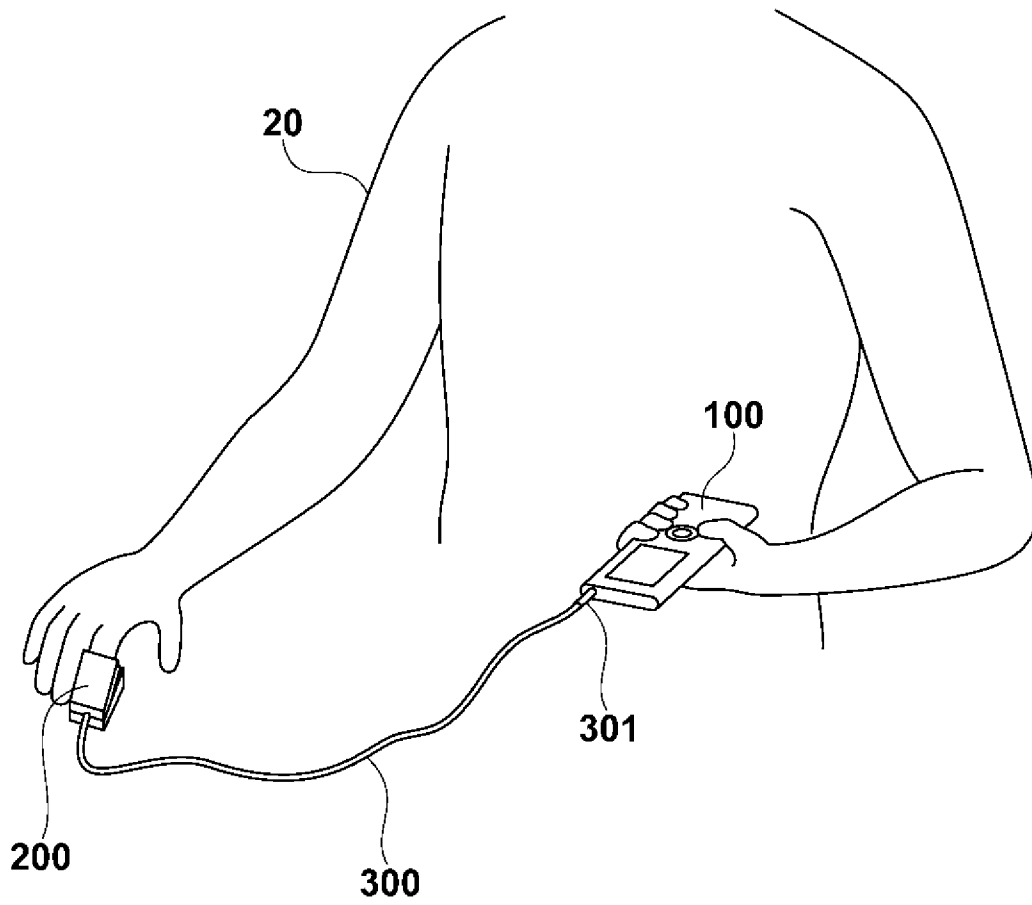
[請求項9] 前記第 1 の電極は、聴診器の採音部の一部を構成していることを特徴とする請求項 1 乃至 6 および 8 のいずれか 1 項に記載の携帯型心電計。

[請求項10] 前記第 1 心電極への押圧力が所定の力を超えたことを検知する検知手段を更に備え、
前記第 1 および第 2 測定手段は、前記押圧力が所定の力を超えたことを前記検知手段が検知した場合に測定を開始することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の携帯型心電計。

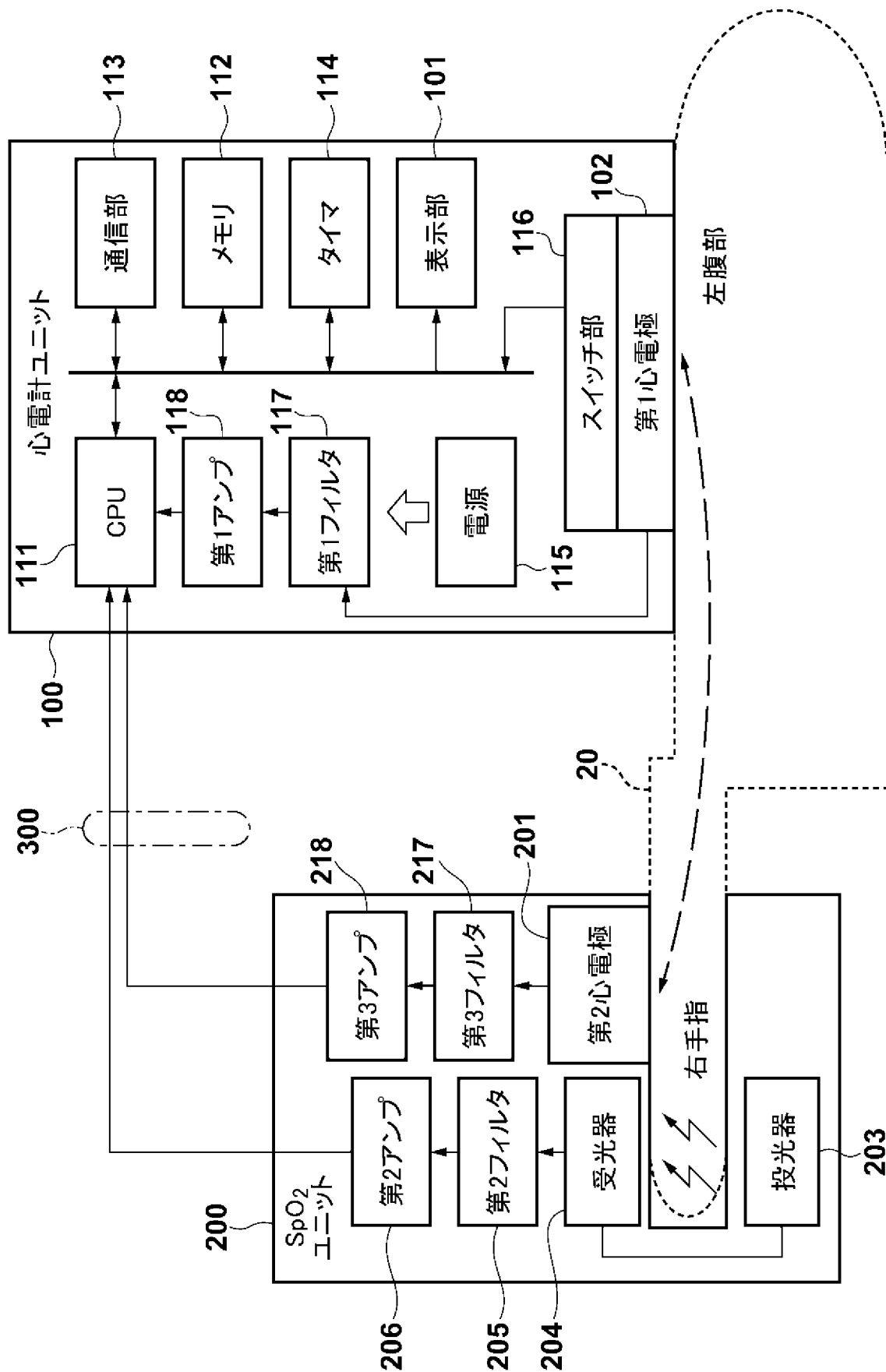
[図1]



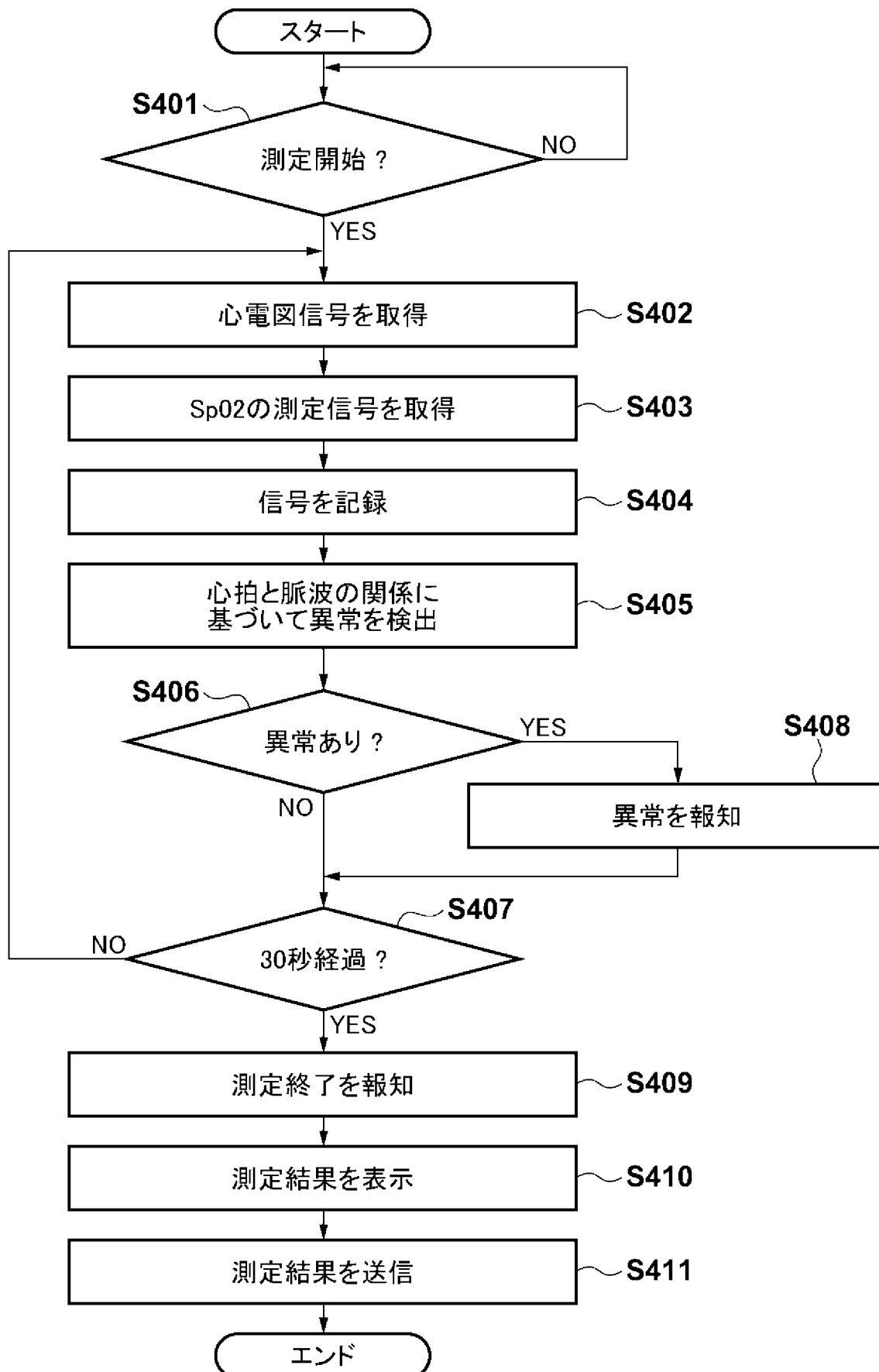
[図2]



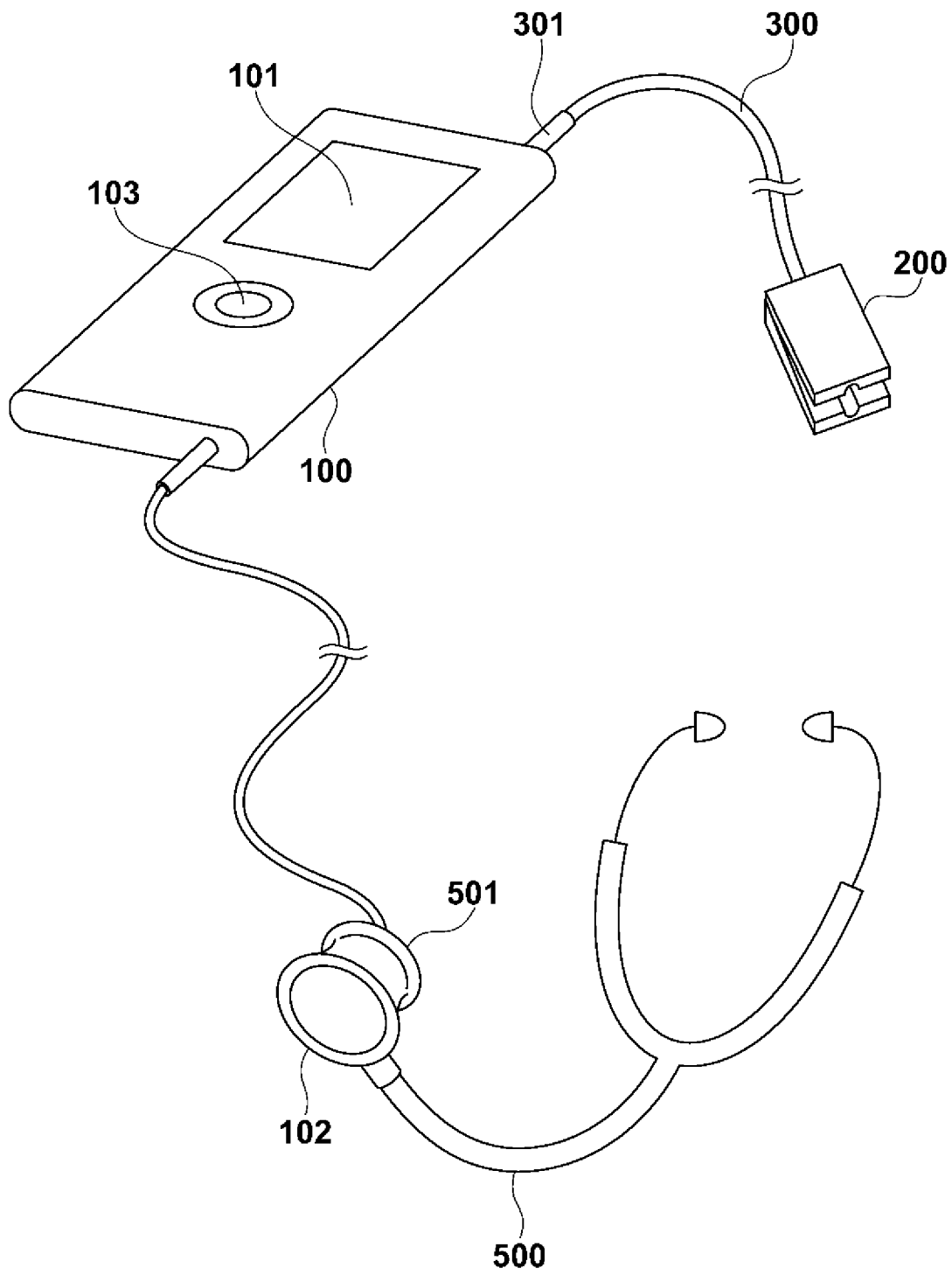
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/000006

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0404 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/00-5/22

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-185756 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 14 July 2005 (14.07.2005), fig. 18 & US 2005/0143670 A1 & EP 1547517 A1	1-4, 7-8, 10
Y	JP 2007-252767 A (Health & Life Co., Ltd.), 04 October 2007 (04.10.2007), fig. 5 (Family: none)	1-4, 7-8, 10
A	JP 2006-000481 A (Fukuda Denshi Co., Ltd.), 05 January 2006 (05.01.2006), paragraphs [0013] to [0030] (Family: none)	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 January, 2013 (28.01.13)

Date of mailing of the international search report
05 February, 2013 (05.02.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/0404 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/00-5/22

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2005-185756 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2005.07.14, 図18 & US 2005/0143670 A1 & EP 1547517 A1	1-4, 7-8, 10
Y	JP 2007-252767 A (合世生醫科技股▲分▼有限公司) 2007.10.04, 図5 (ファミリーなし)	1-4, 7-8, 10

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 8 . 0 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 5 . 0 2 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

佐藤 高之

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

3 6 0 4

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-000481 A (フクダ電子株式会社) 2006.01.05, 段落 0 0 1 3 - 0 0 3 0 (ファミリーなし)	1-10