(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
2021年9月16日(16.09.2021)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2021/182446 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/332 (2021.01) *A61B 5/11* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2021/009212

(22) 国際出願日： 2021年3月9日(09.03.2021)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(30) 優先権データ：
特願 2020-042834 2020年3月12日(12.03.2020) JP

(71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (**OMRON HEALTHCARE CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 Kyoto (JP).

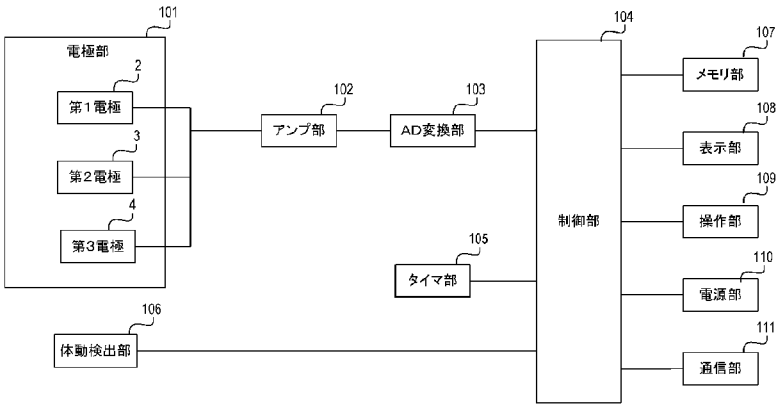
(72) 発明者: 平木 美穂 (**HIRAKI, Miho**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 江副 美佳 (**EZOE, Mika**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 足達 大樹 (**ADACHI, Daiki**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人秀和特許事務所 (**IP FIRM SHUWA**); 〒1030004 東京都中央区東日本橋三丁目４番１０号 アクロポリス２１ビル８階 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,

(54) **Title:** MOBILE ELECTROCARDIOGRAPHIC DEVICE AND ELECTROCARDIOGRAM MEASURING SYSTEM

(54) 発明の名称： 携帯型心電装置及び心電測定システム



2 First electrode
3 Second electrode
4 Third electrode
101 Electrode unit
102 Amplification unit
103 AD conversion unit
104 Control unit
105 Timer unit
106 Body motion detection unit
107 Memory unit
108 Display unit
109 Operation unit
110 Power source unit
111 Communication unit

(57) **Abstract:** Provided is a technique for analyzing an electrocardiogram waveform in a subject with high accuracy while taking the body motion of the subject into consideration. A mobile electrocardiographic device comprising: an electrode unit for detecting an electrocardiogram waveform in a subject; a body motion detection unit for detecting a body motion level in the subject; a timer unit for counting a time; a memory unit, and a control unit, in which the control unit can store the body motion level and the electrocardiogram waveform in the memory unit in such a manner that the timing at which the body motion level is detected is associated with the timing at which the electrocardiogram waveform is detected.

(57) 要約：被検者の体動を考慮して精度よく心電波形解析を行う技術を提供する。被検者の心電波形を検出する電極部と、前記被検者の体動レベルを検出する体動検出部と、時間をカウントするタイマ部と、メモリ部と、制御部と、を備え、前記制御部は、前記体動レベル及び前記心電波形を、該体動レベルが検出されたタイミングと該心電波形が検出されたタイミングとを関連付けて、メモリ部に保存する。

WO 2021/182446 A1

［続葉有］

CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 携帯型心電装置及び心電測定システム

技術分野

[0001] 本発明は、日常生活等における心電波形測定が可能な携帯型の心電装置およびこれを含心電測定システムに関する。

背景技術

[0002] 日常生活における胸部の痛みや動悸などの異常発生時に、すぐに心電波形を測定可能な携帯型の心電測定装置（以下、「携帯型心電装置」ともいう）が提案されている。医師等においては、家庭や外出先等で動悸等の症状が起きた際に当該心電装置によって測定された心電波形のデータ等に基づいて、心疾患の早期発見や適切な治療行為を施すことが可能になる。

[0003] 従来、生体情報を測定する装置に、加速度センサ等の振動を検出する手段を備えた装置が提案されている。特許文献１では、心電計に体動検出手段を設け、被検者の活動量と心電波形を関連付けて保存し解析している。ここでは、活動量として、ジョギング、歩行等が述べられている。また、特許文献２では、任意の期間でバイタルサインを繰り返し測定する際に、加速度センサで運動中を示す場合には、運動中のデータを無効化し、安定している期間のみデータを記録している。特許文献３では、表示部がない生体情報検出器が複数存在する場合に、それぞれの生体情報検出器に加速度センサを設け、情報を送信する生体情報検出器を振ることにより加速度が閾値を上回ったか否かを示すフラグ情報と生体情報を関連付けている。そして、加速度が閾値を上回った場合にデータを送信することにより、特定の生体情報検出器のデータ送信を可能としている。

[0004] 生体情報を測定する装置では、被検者の症状を正確に把握するために、測定データの品質が特に重要である。とりわけ、携帯型心電装置では、標準的１２誘導心電図検査のように安定した仰臥姿勢での測定を前提としないため、心電波形データの品質に影響を与える要因として、測定中における被検者

の体動が重要である。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２００６－６１４１６号公報

特許文献2：特開２００７－１９５６９９号公報

特許文献3：特開２０１９－１６０８４号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、これまでの携帯型心電装置では、被検者が測定中に姿勢を変化させたり、体を震わせたり、声を出したりすると、心電波形に被検者の体動によるノイズが加わり、誤った解析結果が出力されることがあった。

[0007] 上記のような従来の技術に鑑み、本発明は、被検者の体動を考慮して精度よく心電波形解析を行う技術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] 上記の課題を解決するため、本発明に係る携帯型心電装置は、

被検者の心電波形を検出する電極部と、

前記被検者の体動レベルを検出する体動検出部と、

時間をカウントするタイマ部と、

メモリ部と、

制御部と、

を備え、

前記制御部は、

前記体動レベル及び前記心電波形を、該体動レベルが検出されたタイミングと該心電波形が検出されたタイミングとを関連付けて、メモリ部に保存することを特徴とする。

[0009] このようにすれば、心電波形を解析する際に、心電波形のみならず、同じタイミングでの体動レベルの情報がメモリ部に保存されるので、心電波形検

出時の体動レベルの情報が提供される。心電波形と同期させた体動レベルの情報を提供することにより、被検者の体動を考慮して心電波形を精度よく解析することができる。

体動レベルは、例えば、体動検出部としての加速度センサによって検出される、被検者の体の動きの加速度の大きさや、これを積分して得られる速度、さらにこれを積分した変位（振幅）が含まれるが、これに限られない。

[0010] また、本発明において、

前記制御部は、

前記心電波形と、該心電波形が検出されたタイミングと同時に検出された前記体動レベルとに基づいて、該心電波形を解析するようにしてもよい。

[0011] このようにすれば、心電波形の解析が、心電波形のみならず、これと同時に検出された、すなわち同期された体動レベルとに基づいて行われるので、精度よい解析が可能となる。

[0012] また、本発明において、

前記制御部は、

第１閾値以上である前記体動レベルが検出されたタイミングにおいて検出された前記心電波形を除いて、前記心電波形を解析するようにしてもよい。

[0013] このようにすれば、心電波形解析の精度に影響を与える体動レベルとして第１閾値を設定し、第１閾値以上の体動レベルが検出されたタイミングにおいて検出された心電波形を、解析から除き、体動によるノイズが少ない心電波形を対象として解析を行うので、精度よい心電波形解析ができる。

[0014] また、本発明において、

前記制御部は、

前記第１閾値以上である前記体動レベルが検出された期間が所定時間以上である場合には、前記心電波形を解析しないようにしてもよい。

[0015] 解析に用いるデータ量に対して余裕を持たせて、心電波形の測定時間を一定時間に設定した場合に、測定時間の一部で体動レベルが第１閾値以上であっても、心電波形の精度を確保できるが、体動レベルが第１閾値以上となる

期間の割合が高くなると心電波形解析の精度が低下する。このため、第１閾値以上である体動レベルが検出された期間が所定時間以上である場合には、心電波形を解析しないようにすることで、精度の低い解析結果を出力することがなく、解析に要する時間も省略できる。

[0016] また、本発明において、

前記被検者に情報を提供する報知部を備え、

前記制御部は、

第２閾値以上である前記体動レベルが検出された場合には、前記報知部によって、前記被検者の姿勢に関する情報を提供するようにしてもよい。

[0017] このように、第２閾値以上である体動レベルが検出された場合に、報知部によって、被検者の姿勢に関する情報として、姿勢が適切でない旨のメッセージ、正しい姿勢に関する情報を報知することにより、被検者が姿勢を変更すれば、以後の測定中の体動によるノイズの発生が抑えられる。また、再測定時の正しい姿勢での測定を促すことができる。

[0018] また、本発明は、

前記携帯型心電装置と、

前記携帯型心電装置と通信可能な端末とを含む心電測定システムとして構成することができる。

[0019] このように、携帯型心電装置において、体動レベルを、該体動レベルが検出されたタイミングと関連付け、心電波形を、該心電波形が検出されたタイミングと関連付けて、メモリ部に保存するので、携帯型心電装置と通信可能な端末とを連携させることにより、被検者の体動を考慮して心電波形を精度よく解析することができる心電測定システムを提供することができる。

端末としては、スマートフォンやタブレット端末やノートＰＣ等の携帯可能な端末に限らず、据置型のパーソナルコンピュータ等であってもよい。

[0020] また、本発明において、

前記携帯型心電装置の前記メモリ部に保存された前記体動レベル及び前記心電波形を前記端末に送信し、

前記端末は、前記心電波形又は、前記心電波形及び前記体動レベルを、該心電波形が検出されたタイミングと、該体動レベルが検出されたタイミングとを関連付けて表示するようにしてもよい。

[0021] このように、携帯型心電装置のメモリ部に保存された体動レベル及び心電波形を端末に送信し、端末において、心電波形が検出されたタイミングと、体動レベルが検出されたタイミングとを関連付けて表示するようにすれば、心臓自体の異常に起因する心電波形の乱れと、体動に起因する心電波形の乱れを明確に区別することができる。このとき、体動レベルが検出されたタイミングと心電波形が検出されたタイミングとを関連付けて、心電波形のみを表示してもよいし、心電波形と体動レベルの両方を表示してもよい。

発明の効果

[0022] 本発明によれば、被検者の体動を考慮して精度よく心電波形解析を行う技術を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]図１は、実施形態に係る携帯型心電装置の外観を示す斜視図である。

[図2]図２は、実施形態に係る携帯型心電装置の機能ブロック図である。

[図3]図３は、実施形態に係るスマートフォンの機能ブロック図である。

[図4]図４は、実施形態に係る携帯型心電装置の心電波形測定処理の手順を説明するフローチャートの一部である。

[図5]図５は、実施形態に係る携帯型心電装置の心電波形測定処理の手順を説明するフローチャートの一部である。

[図6]図６は、実施形態に係る携帯型心電装置の心電波形解析処理の手順を説明するフローチャートである。

[図7]図７は、実施形態に係る携帯型心電装置におけるデータの保存形式を示す模式図である。

[図8]図８は、体動がほとんどない場合の心電波形と体動波形を示すグラフである。

[図9]図９は、一部の測定期間に大きな体動がある場合の心電波形と体動波形

を示すグラフである。

[図10]図１０は、全測定期間に亘って大きな体動がある場合の心電波形と体動波形を示すグラフである。

[図11]図１１は、実施形態に係るスマートフォンにおける表示例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0024] 以下、本発明の具体的な実施形態について図面に基づいて説明する。

[0025] ＜実施形態１＞

以下に、本発明の実施形態の一例について説明する。但し、この実施形態に記載されている構成部品の寸法、材質、形状、その相対配置などは、特に記載がない限りは、この発明の範囲をそれらのみに限定する趣旨のものではない。

[0026] （携帯型心電装置の構成）

図１（Ａ）～（Ｆ）は本実施形態に係る携帯型心電装置１００の構成の一例を示す図である。図１（Ａ）は、携帯型心電装置１００を前面から見た図である。図１（Ｂ）は、携帯型心電装置１００を下方から見た図である。図１（Ｃ）は、携帯型心電装置１００を上方から見た図である。図１（Ｄ）は、携帯型心電装置１００の前面から見た左側面を示す図である。図１（Ｅ）は、携帯型心電装置１００の前面から見た右側面を示す図である。図１（Ｆ）は、携帯型心電装置１００を背面から見た図である。上下方向は、図１（Ａ）に示す姿勢の携帯型心電装置１００に対して、紙面上での上下方向を意味する。

[0027] 図１（Ａ）～（Ｆ）に示すように、携帯型心電装置１００の本体１は、角を丸めた略四角柱形状であって前面及び背面間が扁平に形成されている。携帯型心電装置１００の底部には、第１電極２が設けられている。携帯型心電装置１００の上部には、前面から見て左側に第２電極３、同右側に第３電極４が設けられている。携帯型心電装置１００の上部は、被検者の右手人差し指が当接しやすいように滑らかに湾曲する形状となっている。携帯型心電装

置１００の本体１の前面には、測定通知ＬＥＤ５と異常波検出ＬＥＤ６が上下に並んで配置されている。測定通知ＬＥＤ５は、心電波形の計測時に点灯あるいは明滅する発光素子である。異常波形検出ＬＥＤ６は、計測された心電波形に関し、異常波形が検出された際に点灯する発光素子である。異常波形検出ＬＥＤ６の点灯を通じて、心電波形の測定データから検出された異常波形の有無が被検者に通知される。携帯型心電装置１００の本体１の、前面から見て左側面には、電源スイッチ７、電源ＬＥＤ８、ＢＬＥ通信ボタン９、通信ＬＥＤ１０、メモリ残表示ＬＥＤ１１、電池交換ＬＥＤ１２が上下に並んで配置されている。電源スイッチ７は、携帯型心電装置１００の電源を投入するための押下スイッチであり、電源ＬＥＤ８は電源投入時に点灯する発光素子である。ＢＬＥ通信ボタン９は、ＢＬＥ（Bluetooth Low Energy）方式に準拠した機器との通信を機能させるための操作部品であり、通信ＬＥＤ１０は、通信時に点灯する発光素子である。なお、携帯型心電装置１００の備える通信機能は、ＢＬＥ方式に限られず、赤外線通信、超音波による情報伝送などの無線通信方法、ケーブル又はコネクタ等を介して接続される有線通信方式であってもよい。メモリ残表示ＬＥＤ１１は、後述するメモリ部の空き容量の状態を示す発光素子である。電池交換ＬＥＤ１２は、携帯型心電装置１００の備える電源（バッテリ）の電力が所定値を下回ったときに点灯し、電池交換を促す発光素子である。また、携帯型心電装置１００の本体１の背面には、着脱可能な電池カバー１３が設けられている。

[0028] ここで、心電測定において、例えば、Ｉ誘導測定が行われる場合には、携帯型心電装置１００を右手で把持しつつ、本体の底部に設けられた第１電極２を左手掌に接触させる。携帯型心電装置１００を把持する際には、右手の人差し指を第２電極３に接触させ、右手人差し指の中節を第３電極４に接触させる。被検者では、例えば、第２電極３、第３電極４が設けられた本体の上部側から、底部に設けられた第１電極２を左手掌方向に押し当てる方向に押圧しながら心電測定が行われる。

[0029] また、心電測定においてＶ４誘導測定が行われる場合では、被検者は、例

えば、携帯型心電装置１００を右手で把持しつつ、本体の底部に設けられた第１電極２を、左胸部の心窩部やや左方・乳頭下方の皮膚に接触させる。携帯型心電装置１００を把持する際には、右手の人差し指を第２電極３に接触させ、右手人差し指の中節を第３電極４に接触させる。そして、第２電極３、第３電極４が設けられた本体１の上部側から、底部に設けられた第１電極２を、測定部位方向に押し当てる方向に押圧しながら心電測定が行われる。

[0030]（携帯型心電装置の構成）

次に、携帯型心電装置１００の構成を説明する。図２は、本実施形態に係る携帯型心電装置１００のシステム構成の一例を示す図である。

[0031] 図２に示すように、携帯型心電装置１００は、電極部１０１と、アンプ部１０２と、ＡＤ（Analog to Digital）変換部１０３と、制御部１０４と、タイマ部１０５、体動検出部１０６を含んで構成される。また、携帯型心電装置１００の構成には、メモリ部１０７と、表示部１０８と、操作部１０９と、電源部１１０と、通信部１１１が含まれる。制御部１０４と、タイマ部１０５と、体動検出部１０６、メモリ部１０７と、表示部１０８と、操作部１０９と、電源部１１０と、通信部１１１とは相互に接続されている。

[0032] 電極部１０１は、一対の測定電極として機能する第１電極２及び第３電極４と、ＧＮＤ電極として機能する第２電極３を備える。被検者の皮膚に接触された電極部１０１を通じて、所定期間内における心電波形が検出される。電極部１０１の各電極で検出された心電波形は、それぞれ、当該電極部に接続されるアンプ部１０２に入力される。アンプ部１０２では、電極部１０１で検出された信号が増幅されてＡＤ変換部１０３に出力される。ＡＤ変換部１０３では、アンプ部１０２を通じて増幅された心電波形の検出信号がデジタル変換されて制御部１０４に出力される。

[0033] タイマ部１０５は、制御部１０４からの指示を受け付け、心電波形の計測に係る各種時間又は期間をカウントする手段である。体動検出部１０６は、心電波形測定時の被検者の体動の大きさを体動レベルとして検出する。体動検出部としては、加速度センサやマイクロフォン等を用いることができる。

体動検出部１０６は、例えば、第３電極の近傍に設けることができるが、体動検出部１０６の設置場所はこれに限られない。

[0034] メモリ部１０７は、ＲＯＭ（Read Only Memory）及びＲＡＭ（Random Access Memory）などの主記憶装置の他、例えばフラッシュメモリなどの長期記憶媒体を含んで構成される。メモリ部１０７には、体動の強度や心電波形の測定及び解析に係る各種プログラム、異常波形等を検出するための各種の情報が記憶される。表示部１０８は、心電波形の計測に係る各種の情報を表示する手段である。表示部１０８には、測定通知ＬＥＤ５、異常波形検出ＬＥＤ６電源ＬＥＤ８、通信ＬＥＤ１０、メモリ残表示ＬＥＤ１１、電池交換ＬＥＤ１２が含まれる。表示部１０８は、液晶ディスプレイ等の画像・映像により各種の情報を表示する手段を含んでもよい。

[0035] 操作部１０９は、被検者からの操作入力を受け付ける手段である。操作部１０９には、電源スイッチ７、ＢＬＥ通信ボタン９が含まれる。電源部１１０は、携帯型心電装置１００を機能させるための電力を供給する手段であり、バッテリや２次電池等が含まれる。通信部１１１は、スマートフォン２００といった機器との間で信号の送受信を司る通信インターフェィスである。通信部１１１の提供する通信機能としてＢＬＥ通信が例示できるが、他の公知の無線通信方式、有線通信方式が採用できる。

[0036] （スマートフォン）

図３は、スマートフォン２００の構成を示すブロック図である。後述するように、スマートフォン２００は、携帯型心電装置１００と連携して心電測定システムを構成する。

スマートフォン２００は、制御部２０１と、タッチパネルディスプレイ２０２、スピーカ等の音声出力部２０３、メモリ部２０４、マイク等の音声入力部２０５、ボタン等の操作部２０６、電源部２０７、携帯型心電装置１００との間でＢＬＥ通信等の方式による信号の送受信を司る通信インターフェースである通信部２０８を含んで構成される。携帯型心電装置１００と通信可能な端末の一例であるスマートフォン２００としては公知の構成を採用す

ることができるので、詳述しない。

[0037] （心電測定処理）

図４及び図５、携帯型心電装置１００と、スマートフォン２００等のＢＬＥ方式の通信機能を搭載した端末とがＢＬＥ通信しながら心電波形を測定する手順を説明するフローチャートである。

[0038] まず、携帯型心電装置１００の電源スイッチ７を押下することにより電源をＯＮする（ステップＳ１０１）。一方、スマートフォン２００では、心電測定用のアプリケーションプログラム（以下、「アプリ」という。）を開く（ステップＳ２０１）。ここでは、携帯型心電装置１００と、心電測定用のアプリがインストールされたスマートフォン２００との関連付け、被検者のＩＤの登録等の心電測定のための準備は完了しているものとして説明する。

[0039] 携帯型心電装置１００では、電極接触状態が検出される（ステップＳ１０２）。

具体的には、携帯型心電装置１００によりＩ誘導測定を行う場合には、第２電極３に右手の人差し指の先端の指紋部を接触させ、第３電極４に右手人差し指の中節を接触させる。そして、第１電極２に左手掌を接触させる。各電極２、３、４を介して取得された電気信号をアンプ部１０２で増幅し、ＡＤ変換部でデジタル変換し、接触状態検出信号を生成する。このようにして生成された接触状態検出信号を制御部１０４に送信し、被検者と各電極２、３、４との接触状態を検出する。

[0040] 次に、携帯型心電装置１００とスマートフォン２００との間で、所定の手順に従ってＢＬＥ接続を行う（ステップＳ１０３、ステップＳ２０２）。

携帯型心電装置１００とスマートフォン２００との間で、ＢＬＥ接続が確立されると、スマートフォン２００は携帯型心電装置１００に対して、通信開始要求を送信する（ステップＳ２０３）。

通信開始要求を受信した携帯型心電装置１００では、電極接触状態を示す情報を、スマートフォン２００に送信する（ステップＳ１０４）。電極接触状態を示す情報を受信したスマートフォン２００では、電極接触状態をタッ

チパネルディスプレイ２０２等に表示し、各電極２、３、４に正常に接触していることを被検者に知らせる。

[0041] 制御部１０４は、電極接触状態が維持されて所定時間が経過されたか否かを判断する（ステップＳ１０５）。

ステップＳ１０５において、Ｎｏと判断された場合には、ステップＳ１０２に戻る。但し、この場合には、既に、ＢＬＥ接続が確立されているので、ステップＳ１０３と、スマートフォン２００側のステップＳ２０２及びＳ２０３の処理は省略される。

ステップＳ１０５において、Ｙｅｓと判断された場合には、制御部１０４は心電測定を開始する（ステップＳ１０６）。

[0042] 心電測定が開始されると、携帯型心電装置１００はスマートフォン２００との間でストリーミング通信を行い、心電波形情報と測定時間情報をスマートフォン２００に送信する（ステップＳ１０７）。測定時間情報は、タイマ部１０５でカウントされている、心電測定開始からの経過時間に関する情報であり、ここでは、心電測定開始からの経過時間を、所定時間から減算した、残りの測定時間を示す情報である。携帯型心電装置１００から心電測定開始からの経過時間の情報をスマートフォン２００に送信し、スマートフォン２００側で所定時間からの減算処理を行ってもよい。一方、スマートフォン２００では、携帯型心電装置１００から心電波形情報と測定時間情報を受信し（ステップＳ２０６）、タッチパネルディスプレイ２０２に心電波形及び測定時間を表示する（ステップＳ２０７）。これにより、心電測定が正常に行われていることと、残りの測定時間が被検者に報知される。

[0043] 携帯型心電装置１００では、心電測定を開始すると、並行して体動検出部１０６により、被検者の体動を検出する（ステップＳ１０８）。被検者が心電測定中に姿勢を変えたり、第２電極３及び第３電極４に接触させている中指や第１電極に接触させている左手掌が震えたり、声を出したりして、体動検出部１０６によって体動が検出された場合には、心電波形と同期して体動が生じた期間と体動レベルを検出し、携帯型心電装置１００のメモリ部１０

７の所定領域に保存する。すなわち、心電波形は、心電波形が検出されたタイミングと関連付けてメモリ部１０７に保存され、体動レベルも、体動レベルが検出されたタイミングと関連付けてメモリ部１０７に保存され、心電波形と、同時に生じた体動とが、それぞれが検出されたタイミングを介して同期される。

体動検出部１０６によって検出された体動レベルが所定の第２閾値以上である場合には、制御部１０４は、心電測定中に被検者に正しい測定姿勢をとるように促すメッセージを含む情報をスマートフォン２００に送信する（ステップＳ１０８）。スマートフォン２００は、この情報を受信し（ステップＳ２０６）、心電測定中に被検者に正しい測定姿勢をとるように促すメッセージをタッチパネルディスプレイに表示し、又は音声出力部２０３から音声メッセージを出力する（ステップＳ２０７）。体動検出部１０６によって検出された体動レベルが所定の第２閾値以上である場合には、制御部１０４は、測定通知ＬＥＤ１２又は異常波検出ＬＥＤ１３を測定通知又は異常波検出とは異なるモードで点滅させることにより、被検者に正しい測定姿勢をとるように促すようにしてもよい。また、別途、携帯型心電装置１００に、ＬＥＤ、スピーカ又はバイブレータ等を設けて、体動レベルが所定の第２閾値以上であることを被検者に報知するようにしてもよい。ここでは、測定通知ＬＥＤ１２又は異常波検出ＬＥＤ１３、別途設けられるＬＥＤ、スピーカ又はバイブレータ等が本発明の報知部に対応する。携帯型心電装置１００から、心電測定中に被検者に正しい測定姿勢をとるように促すメッセージをタッチパネルディスプレイ２０２に表示するよう指示する情報のみをスマートフォン２００に送信し、スマートフォン２００が受信した情報を解釈し、タッチパネルディスプレイ２０２にメッセージを表示するようにしてもよい。

[0044] 制御部１０４は、タイマ部１０５でカウントされている心電測定開始からの経過時間について、所定の測定時間が経過したか否かを判断する（ステップＳ１０９）。

ステップＳ１０９において、Ｎｏと判断された場合には、ステップＳ１０

６に戻り、心電測定を継続する。

ステップＳ１０９においてＹｅｓと判断された場合には、制御部１０４は、体動及び心電波形の解析を行う（ステップＳ１１０）。

[0045] （体動及び心電波形解析処理）

以下に、図６を参照して、ステップＳ１１０の体動及び心電波形の解析処理について説明する。

まず、制御部１０４は、体動検出部１０６によって検出された被検者の体動レベルが所定の第１閾値以上であるか否かを判断する（ステップＳ１１０１）。

ステップＳ１１０１において、Ｙｅｓと判断された場合には、制御部１０４は、第１閾値以上となる体動レベルが検出された時間に関する情報を保存する（ステップＳ１１０２）。

ステップＳ１１０２において、Ｎｏと判断された場合には、制御部１０４は、体動レベルが第１閾値未満である体動と同期して測定された心電波形データを解析対象データとして保存する（ステップＳ１１０３）。

[0046] 図７に、メモリ部１０７の所定領域に、心電波形データ及び体動レベルに関する情報を保存する形式を模式的に示す。

図７（Ａ）は、心電波形データと同時に体動レベルデータを取得し、メモリ部１０７に割り当てられた心電波形データ領域と体動レベル領域に、それぞれ順番に保存する場合の例である。このとき、心電測定を開始した日時に関する情報は、同様にメモリ部１０７に割り当てられた測定開始日時データ領域に、心電波形データ及び体動レベルデータと関連付けて保存される。

図７（Ｂ）は、心電波形データと同時に体動レベルデータを取得し、メモリ部１０７に割り当てられた心電波形データ領域と体動フラグ領域に、それぞれ心電波形データと体動フラグを保存する例である。ここで、体動フラグは、例えば、体動レベルが第１閾値以上である場合に「１」、体動レベルが第１閾値未満である場合に、「０」とする、体動レベルに関するデータである。体動レベルに関しては、体動フラグのみが保存されるので、データ量が

少なくなり、メモリ部１０７の記憶容量を抑えることができる。

図７（Ｃ）は、心電波形データと同時に体動レベルデータを取得し、心電波形データはメモリ部１０７の心電波形データ領域に順番に保存するが、体動レベルについては、体動の発生時刻と継続時間を体動発生データとして、体動発生データ領域に保存する。体動発生データは、例えば、体動レベルが第１閾値を超えた時刻を発生時し、第１閾値未満となるまでの時間を継続時間とすることができる。体動レベルに関しては、体動発生データのみが保存されるので、データ量が少なくなり、メモリ部１０７の記憶容量を抑えることができる。

心電波形データと体動レベルデータを、それぞれが検出されたタイミングと関連付けてメモリ部１０７に保存する形式は上述のものに限られない。

[0047] 次に、制御部１０４は、体動レベルが第１閾値以上であるデータが検出された期間の合計が所定時間以上であるか否かを判断する（ステップＳ１１０４）。一定の測定時間を設定して心電測定を行う場合に、体動レベルが第１閾値以上となる期間が占める割合が高くなると、解析の対象とされる心電波形のデータ量が少なくなり、精度のよい解析ができなくなってしまう。一方で、心電の測定時間に余裕を持たせて設定しておけば、一部の期間の心電波形のデータが欠落しても、必ずしも解析精度に影響を与えない。このため、解析の精度を確保できる程度の心電波形データが取得されているか否かを、ここで判断している。

[0048] ステップＳ１１０４において、Ｙｅｓと判断された場合には、制御部１０４は、解析しない（解析不可）と判断する（ステップＳ１１０５）。この解析しない旨は、解析結果として、スマートフォン２００に送信し、被検者に再度の心電測定を促すようにしてもよい。

ステップＳ１１０４において、Ｎｏと判断された場合には、解析対象として保存されたデータ、すなわち、体動レベルが閾値未満である体動と同期して測定された心電波形データを対象として解析を行う（ステップＳ１１０６）。心電波形の解析方法としては、公知の種々の方法を採用することができ

るので詳述しない。

[0049] 図８、図９、図１０に心電波形と体動波形を合せて表示したグラフを示す。細実線が心電波形、太実線が体動波形であり、矢印を付した点線が、体動レベルが所定の第１閾値以上である期間を示す。図８、図９、図１０のいずれも、同期した心電波形と体動波形とを対として、上段から下段へと時系列が進む様子を表示している。

図８は、心電波形の測定時間（例えば３０秒間）を通じて、心電波形の体動レベルの変動がない又は極めて小さい例を示す。このような場合は、体動レベルが第１閾値以上となる期間がなく、測定時間の全期間に亘る心電波形が解析対象データとなる。

図９の例では、期間Ｐｒ１及びＰｒ２の二つの期間において、体動レベルが第１閾値以上となっている。一方で、測定期間のうち、Ｐｒ１より前の期間、Ｐｒ１とＰｒ２に挟まれた期間、Ｐｒ２よりも後の期間では、いずれも体動レベルが第１閾値未満となっている。この場合には、期間Ｐｒ１及びＰｒ２の合計が所定時間未満であるため、Ｐｒ１及びＰｒ２以外の期間の心電波形データを解析することが可能になり、例えば心房細動（ＡＦ）の有無を判定することができる。

図１０の例では、体動レベルが閾値以上である期間Ｐｒ３が、心電測定時間の全期間に亘っている。このような場合には、期間Ｐｒ３の長さが所定時間以上であるため、解析不可と判断される。スマートフォン２００のタッチパネルディスプレイ２０２に正しい姿勢を表示する等して、被検者に再測定を促して、体動がない又は極めて小さい場合には、図８に示すような心電波形及び体動波形が測定されることとなり、正常な心電測定が行われる。

[0050] 図５のフローチャートに戻って説明を続ける。

制御部１０４は、体動を含めた心電波形の解析中に、スマートフォン２００に対して、心電波形の解析中であることを示す情報を送信する（ステップＳ１１１）。スマートフォン２００は、携帯型心電装置１００から、心電波形の解析中であることを示す情報を受信すると（ステップＳ２０８）、心電

波形の解析中であることを示す情報をディスプレイに表示する（ステップＳ２０９）。

[0051] 体動及び心電波形の解析が終了すると、制御部１０４は、体動、心電波形及び解析結果をメモリ部１０７の所定領域に保存する（ステップＳ１１２）。体動、心電波形及び解析結果を保存することなく、携帯型心電装置１００のメモリ部１０７に保存せずに、スマートフォン２００側にのみ保存するようにしてもよい。また、体動、心電波形及び解析結果のいずれかのみを携帯型心電装置１００のメモリ部１０７に保存するようにしてもよい。

心電波形の解析により、異常波が検出された場合には、制御部１０４は、異常波検出ＬＥＤ１３を点滅させて、被検者に異常波検出を報知する（ステップＳ１１３）。

[0052] また、体動及び心電波形の解析が終了すると、制御部１０４は、高速のデータ通信により解析結果をスマートフォン２００に送信する（ステップＳ１１４）。解析結果には、心電測定の際の誘導種別も含まれる。このとき、スマートフォン２００では、携帯型心電装置１００から送信された解析結果を受信する（ステップＳ２１０）。

[0053] そして、携帯型心電装置１００に未送信の心電波形データ、体動データ、解析結果がある場合には、制御部１０４は、高速のデータ通信により、これらの情報を、新しいものから順にスマートフォン２００に送信する。ここでも、解析結果には、心電測定の際の誘導種別が含まれる。このとき、スマートフォン２００では、未送信の心電波形データ、体動データ、解析結果を携帯型心電装置１００から受信し（ステップＳ２１１）、メモリ部２０４の所定領域に保存する。そして、スマートフォン２００では、最新の心電波形と解析結果をディスプレイに表示する（ステップＳ２１２）。

[0054] 携帯型心電装置１００において、未送信の心電波形データ、体動データ、解析結果の送信が完了すると（ステップＳ１１６）、スマートフォン２００から送信される通信終了要求（ステップＳ２１３）に応じて、ＢＬＥ通信を切断する（ステップＳ１１７）。携帯型心電装置１００におけるＢＬＥ通信

の切断に対応して、スマートフォン２００側でもＢＬＥ通信が切断される（ステップＳ２１４）。

[0055] ＢＬＥ通信を切断した後に、携帯型心電装置１００では、電源スイッチ７がＯＦＦされる（ステップＳ１１８）。電源スイッチ７は、ＢＬＥ切断後、所定の時間の経過により制御部１０４が自動的にＯＦＦにしてもよいし、被検者による電源スイッチ７の押下によるＯＦＦにしてもよい。一方、スマートフォン２００では、ＢＬＥ通信を切断した後に、アプリを閉じる（ステップＳ２１５）。このようにして、携帯型心電装置１００におけるスマートフォン２００と連携した心電測定が終了する。

[0056] このように、体動検出部１０６によって検出された体動レベルが所定の第１閾値以上である場合には、心電波形を解析する際に、当該期間の心電波形データを解析から除いている。このため、ノイズが少ない心電波形データにより解析を行うことができるので、精度のよい心電波形解析が可能となる。

[0057] また、携帯型心電装置１００のメモリ部１０７に保存された心電波形データと体動レベルデータを受信したスマートフォン２００のタッチパネルディスプレイ２０２における心電波形データの表示例を図１１に示す。ここでは、心電波形３０のうち、体動がある期間（例えば、体動レベルが第１閾値以上である期間）に対応する心電波形の領域３０１の背景３１の色を、体動のない領域とは異なる灰色で表示している。このように、心電波形のうち、体動がある領域の背景色を変更して、タッチパネルディスプレイに表示することにより、心臓自体に異常がある場合の心電波形の乱れと、体動に起因する心電波形の乱れを明確に区別することができる。また、背景色ではなく、体動がある期間に対応する心電波形自体の表示色や線の太さ等の表示態様を変更するようにしてもよい。また、心電波形と体動レベルの波形を重ね合わせたり、並べたりして、タッチパネルディスプレイ２０２に表示するようにしてもよい。

心電波形が検出されたタイミングと、体動レベルが検出されたタイミングとを関連付けた表示態様はこれらに限られない。

[0058] （変形例）

上述の実施形態では、心電波形の解析時に体動レベルが第１閾値以上であるか否かを判断し、第１閾値以上である期間については解析の対象から除いているが、心電測定時に体動レベルが第１閾値以上か否かを判断し、第１閾値以上となる期間の合計が所定時間を超える場合には、測定時間を延長するようにしてもよい。

また、上述の実施形態では、体動レベルについて第１閾値と第２閾値を設定しているが、第１閾値と第２閾値とは同じ値でもよいし、異なる値であってもよい。

符号の説明

[0059] １・・・携帯型心電装置

２・・・第１電極

３・・・第２電極

４・・・第３電極

１０１・・・電極部

１０４・・・制御部

１０６・・・体動検出部

請求の範囲

[請求項1] 被検者の心電波形を検出する電極部と、

前記被検者の体動レベルを検出する体動検出部と、

時間をカウントするタイマ部と、

メモリ部と、

制御部と、

を備え、

前記制御部は、

前記体動レベル及び前記心電波形を、該体動レベルが検出されたタイミングと該心電波形が検出されたタイミングとを関連付けて、メモリ部に保存することを特徴とする携帯型心電装置。

[請求項2] 前記制御部は、

前記心電波形と、該心電波形が検出されたタイミングと同時に検出された前記体動レベルとに基づいて、該心電波形を解析することを特徴とする請求項１に記載の携帯型心電装置。

[請求項3] 前記制御部は、

第１閾値以上である前記体動レベルが検出されたタイミングにおいて検出された前記心電波形を除いて、前記心電波形を解析することを特徴とする請求項２に記載の携帯型心電装置。

[請求項4] 前記制御部は、

前記第１閾値以上である前記体動レベルが検出された期間が所定時間以上である場合には、前記心電波形を解析しないことを特徴とする請求項３に記載の携帯型心電装置。

[請求項5] 前記被検者に情報を提供する報知部を備え、

前記制御部は、

第２閾値以上である前記体動レベルが検出された場合には、前記報知部によって、前記被検者の姿勢に関する情報を提供す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装置。

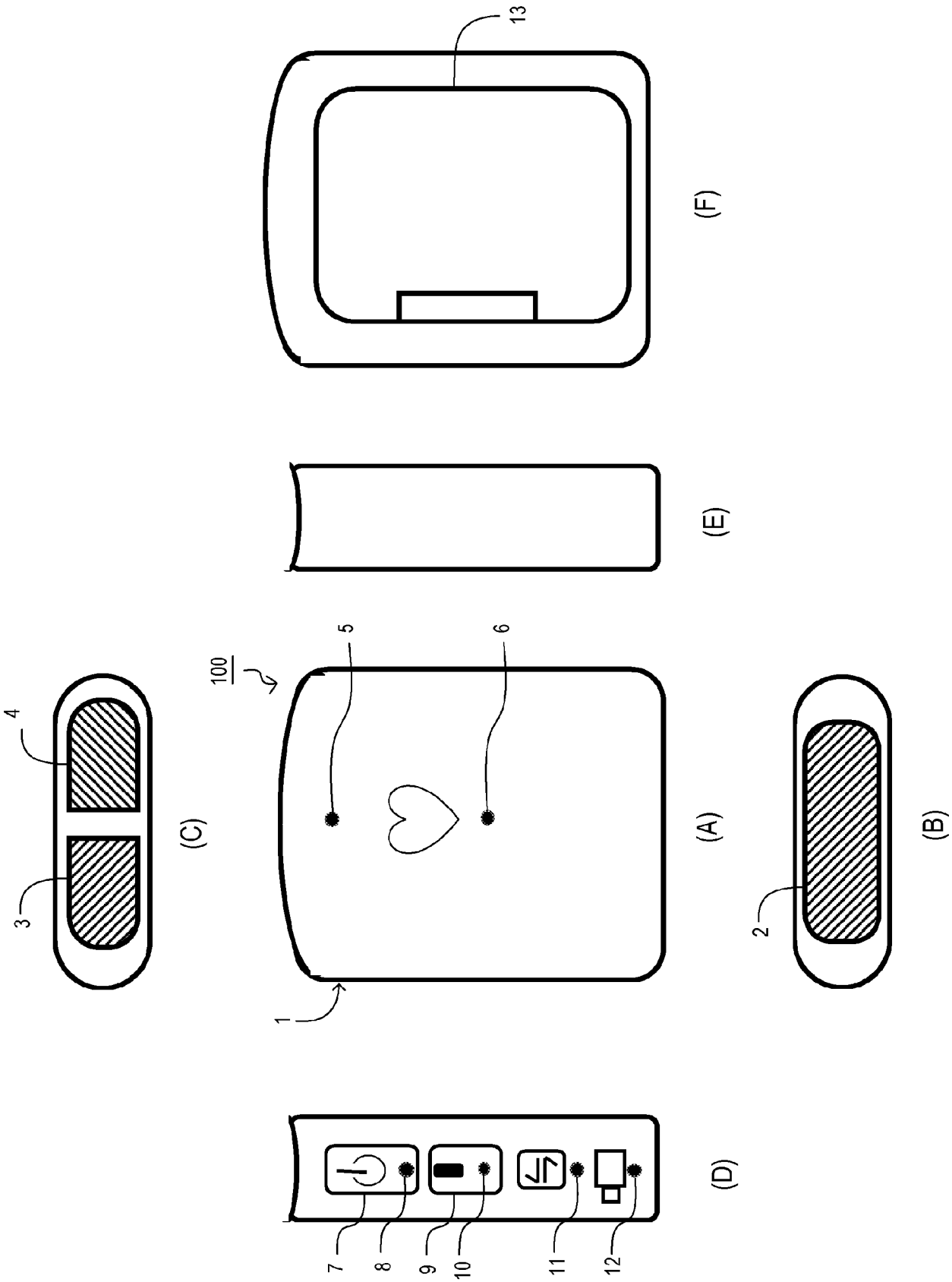
[請求項6] 請求項１乃至５のいずれか１項に記載の携帯型心電装置と、

前記携帯型心電装置と通信可能な端末とを含む心電測定システム。

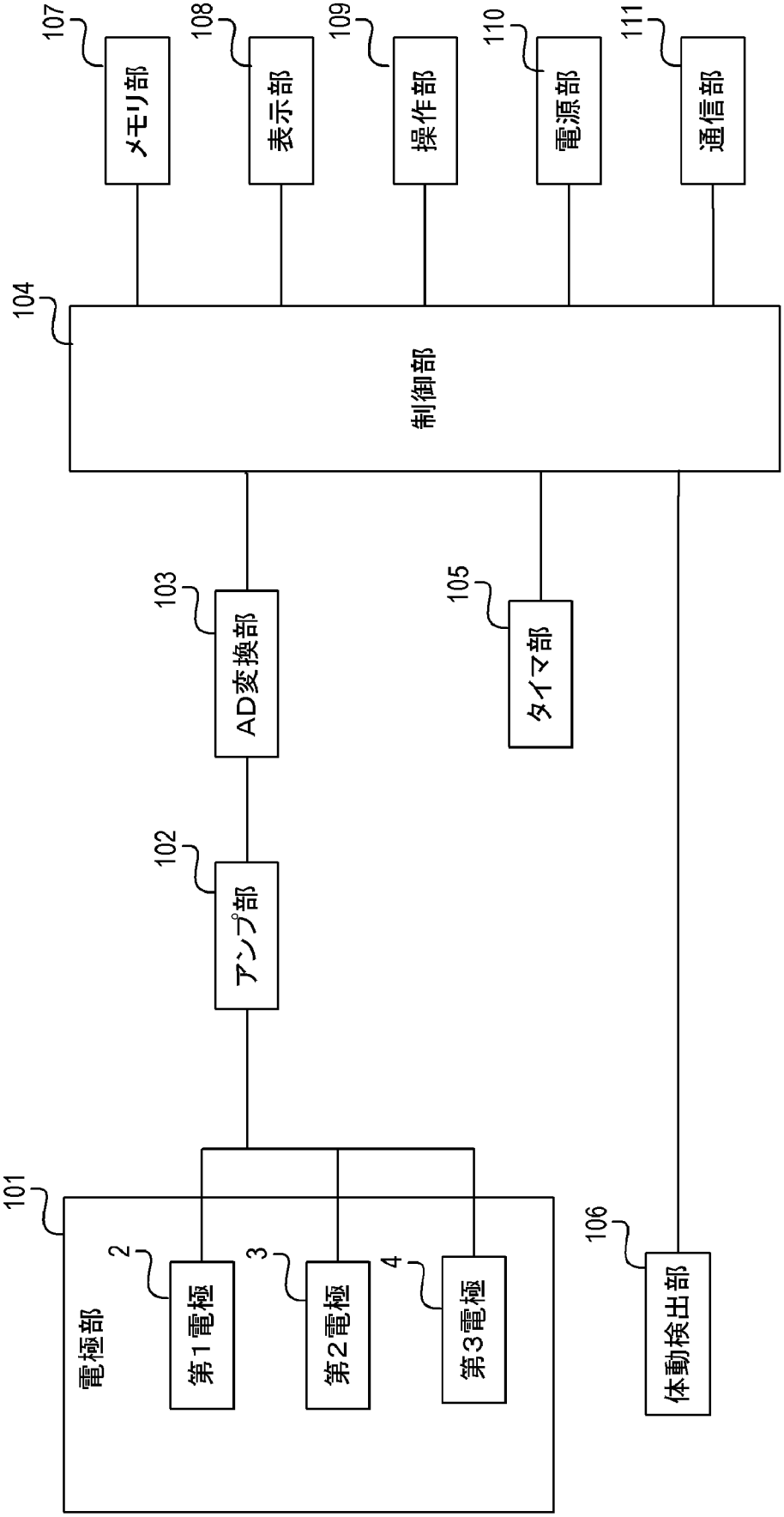
[請求項7] 前記携帯型心電装置の前記メモリ部に保存された前記体動レベル及び前記心電波形を前記端末に送信し、

前記端末は、前記心電波形又は、前記心電波形及び前記体動レベルを、該心電波形が検出されたタイミングと、該体動レベルが検出されたタイミングとを関連付けて表示する請求項６に記載の心電測定システム。

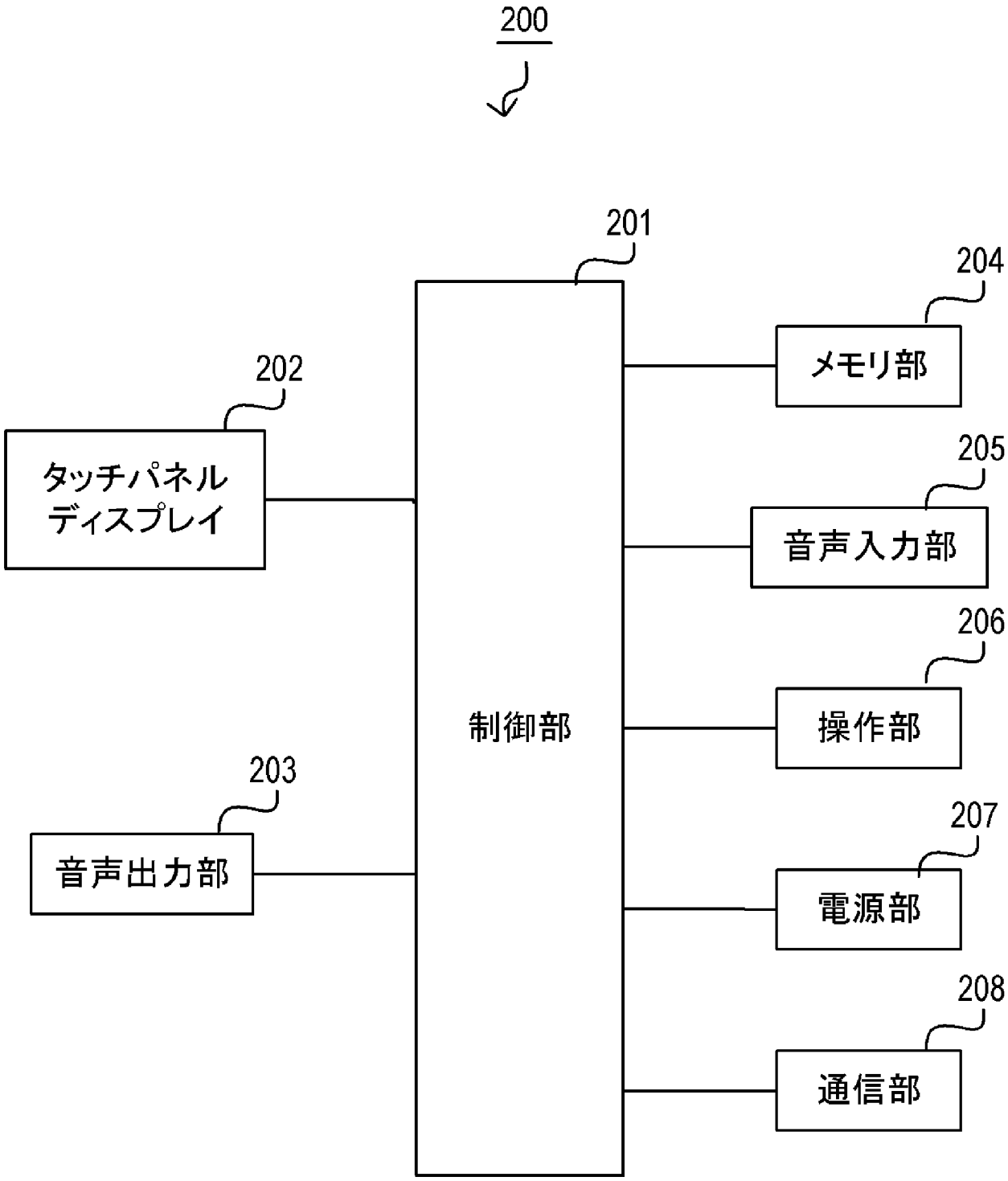
[図1]



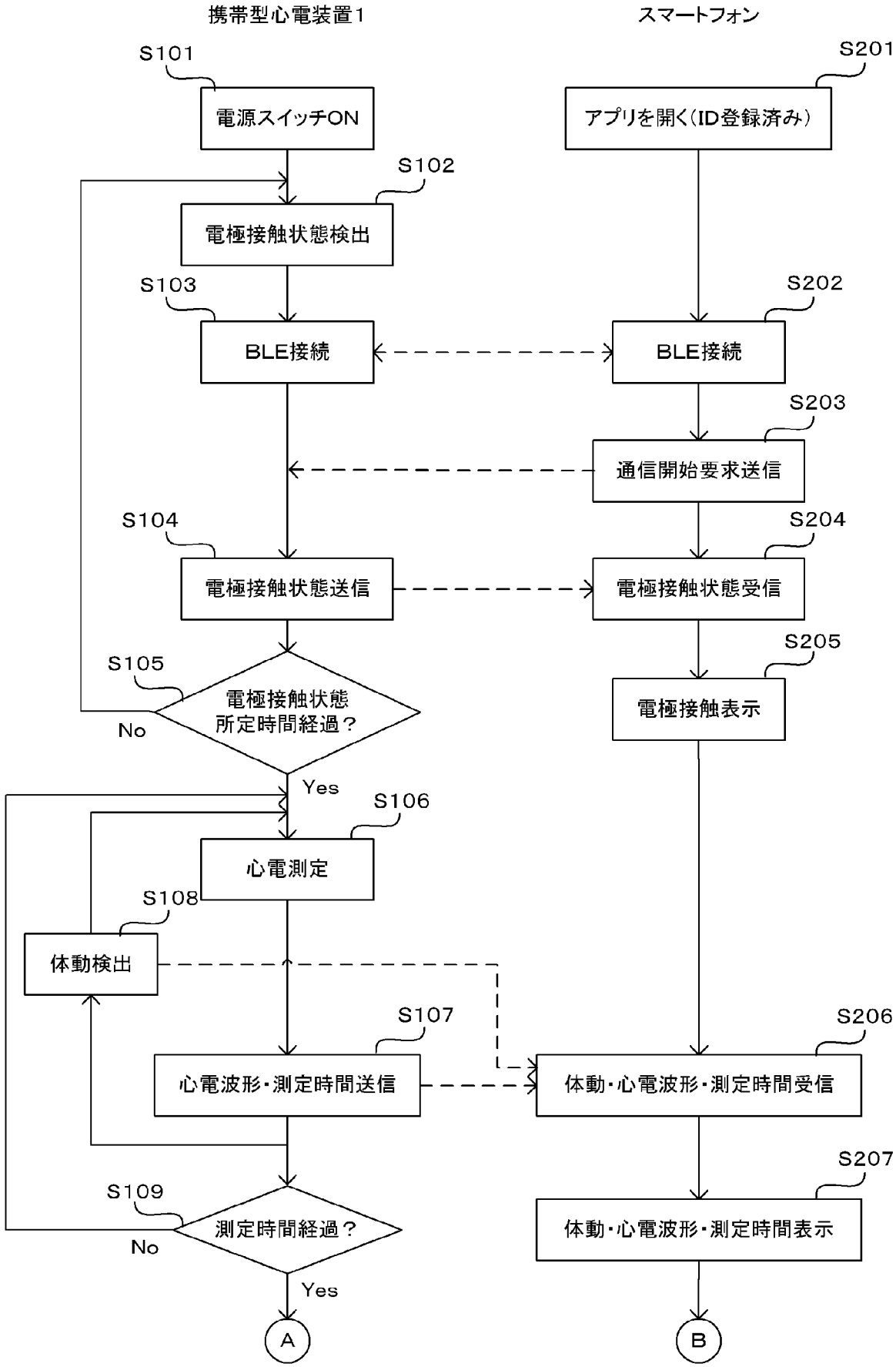
[図2]


107
メモリ部
108
表示部
109
操作部
110
電源部
111
通信部
104
制御部
103
AD変換部
105
タイマ部
102
アンプ部
101
電極部
2
第1電極
3
第2電極
4
第3電極
106
体動検出部

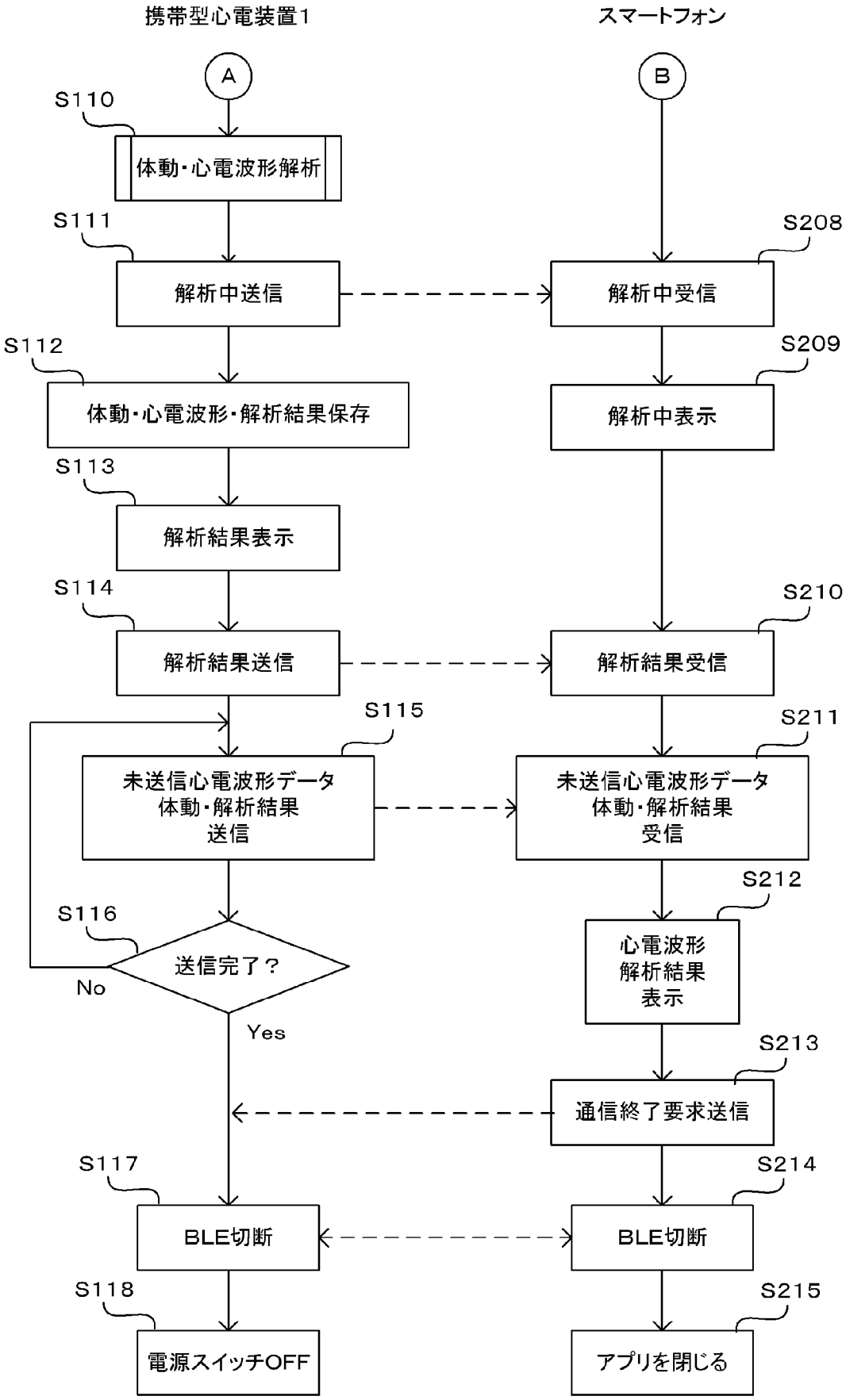
[図3]


200
201
202
タッチパネル
ディスプレイ
203
音声出力部
制御部
204
メモリ部
205
音声入力部
206
操作部
207
電源部
208
通信部

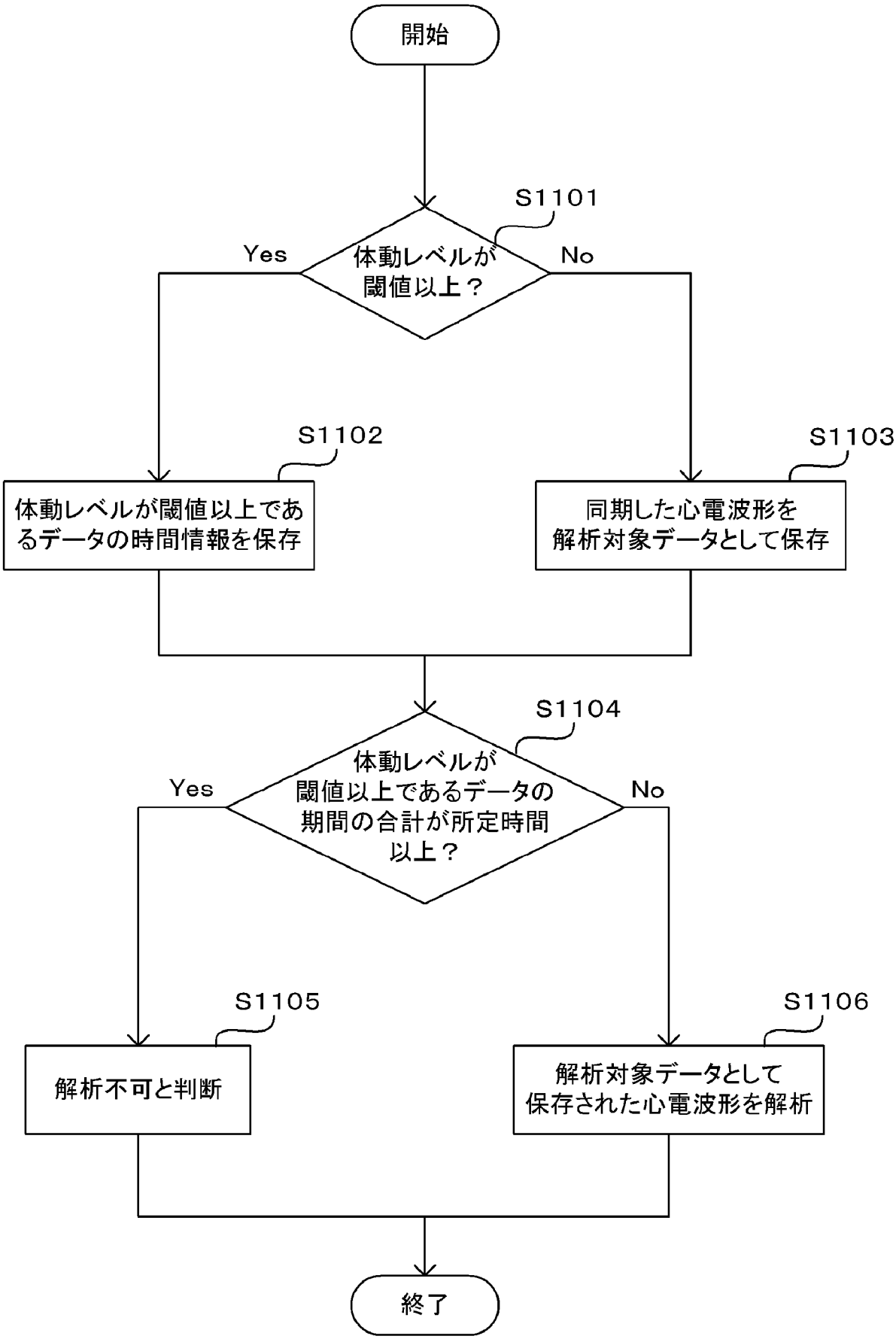
[図4]


携帯型心電装置1
スマートフォン
S101
電源スイッチON
S201
アプリを開く(ID登録済み)
S102
電極接触状態検出
S103
BLE接続
S202
BLE接続
S203
通信開始要求送信
S104
電極接触状態送信
S204
電極接触状態受信
S205
電極接触表示
S105
電極接触状態
所定時間経過？
No
Yes
S106
心電測定
S108
体動検出
S107
心電波形・測定時間送信
S206
体動・心電波形・測定時間受信
S207
体動・心電波形・測定時間表示
S109
測定時間経過？
No
Yes
A
B

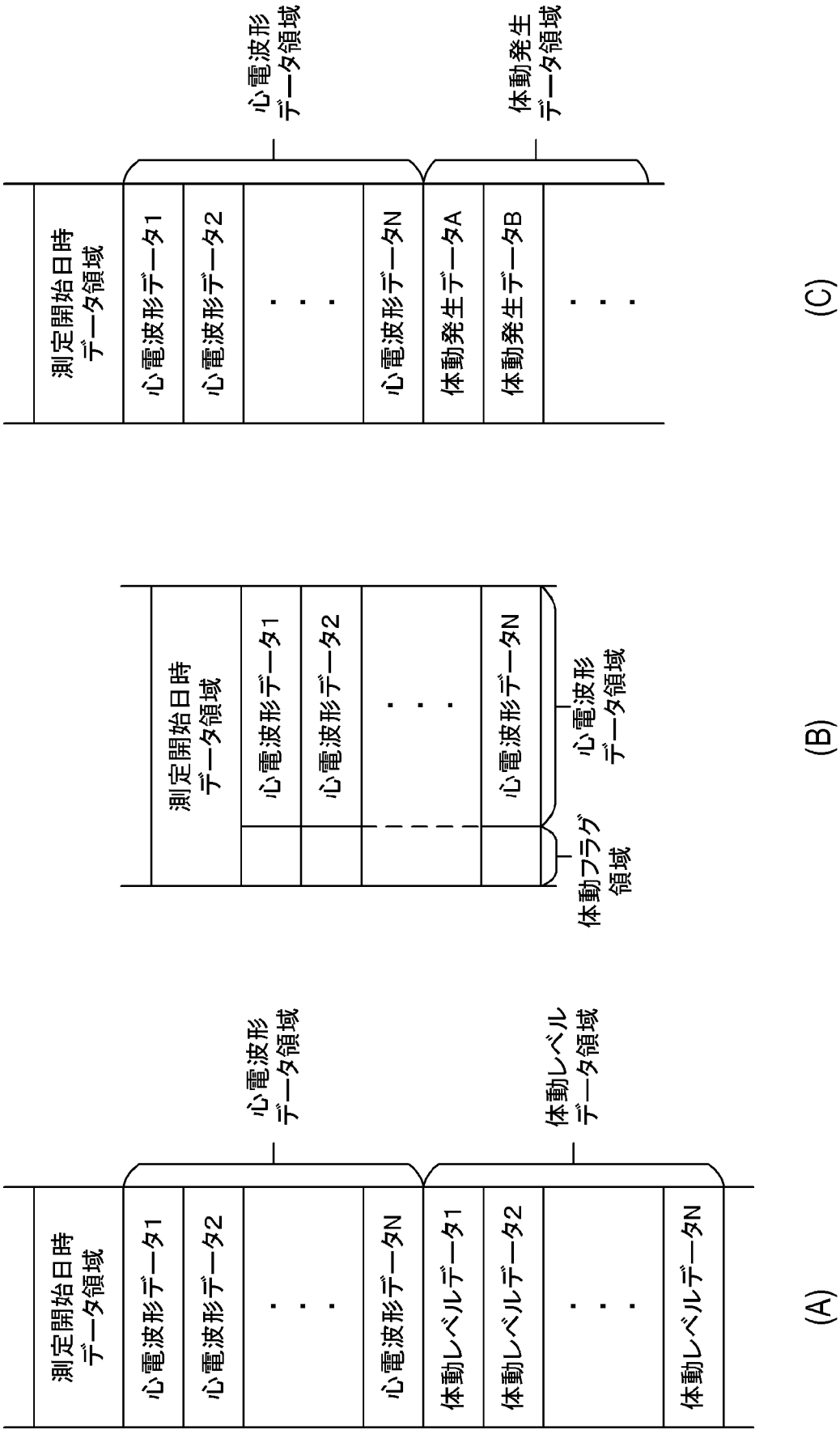
[図5]


携帯型心電装置1
スマートフォン
A
B
S110
体動・心電波形解析
S111
解析中送信
S208
解析中受信
S112
体動・心電波形・解析結果保存
S209
解析中表示
S113
解析結果表示
S114
解析結果送信
S210
解析結果受信
S115
未送信心電波形データ
体動・解析結果
送信
S211
未送信心電波形データ
体動・解析結果
受信
S212
心電波形
解析結果
表示
S116
送信完了？
No
Yes
S213
通信終了要求送信
S117
BLE切断
S214
BLE切断
S118
電源スイッチOFF
S215
アプリを閉じる

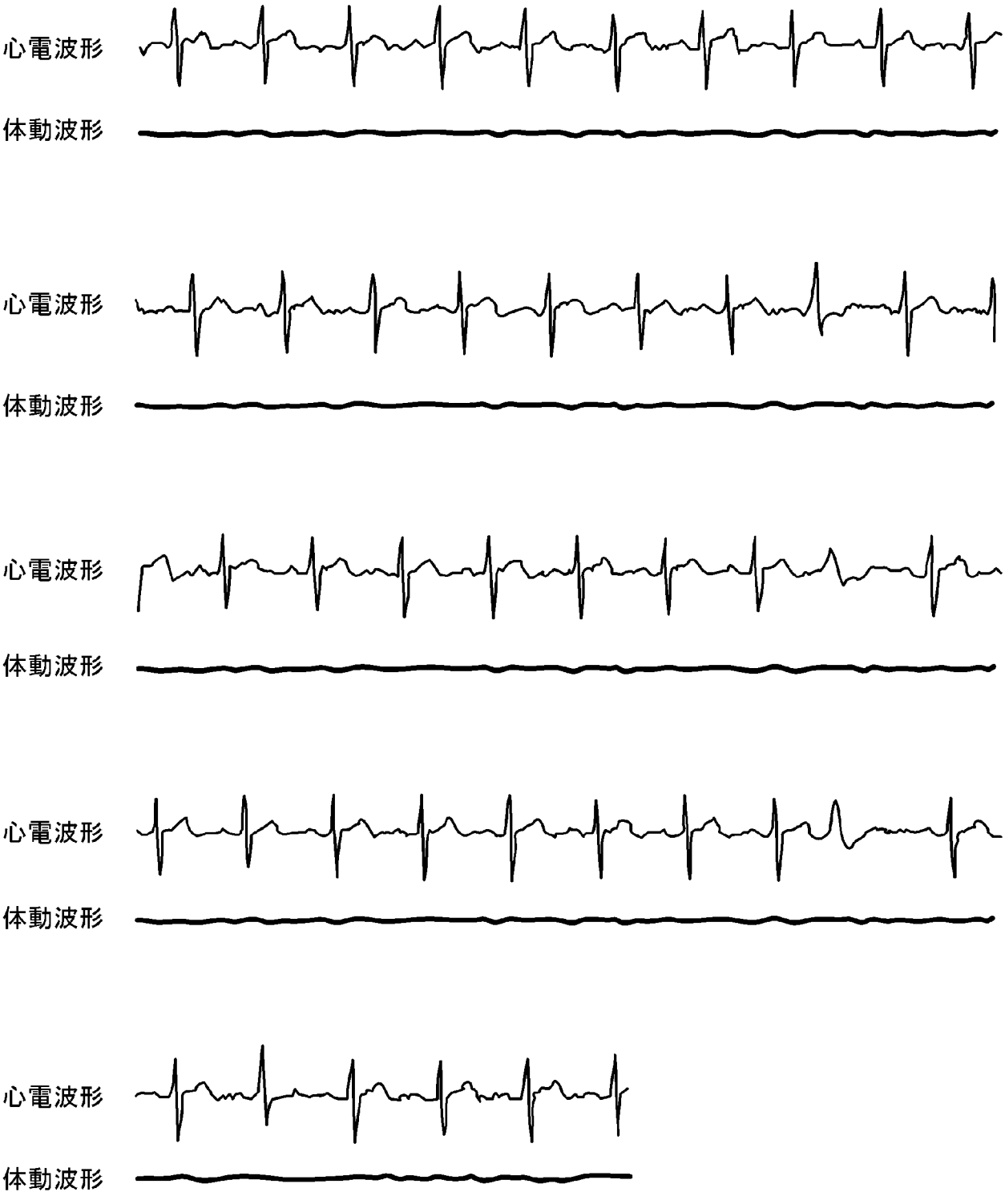
[図6]


開始
S1101
体動レベルが閾値以上？
Yes
No
S1102
体動レベルが閾値以上であるデータの時間情報を保存
S1103
同期した心電波形を解析対象データとして保存
S1104
体動レベルが閾値以上であるデータの期間の合計が所定時間以上？
Yes
No
S1105
解析不可と判断
S1106
解析対象データとして保存された心電波形を解析
終了

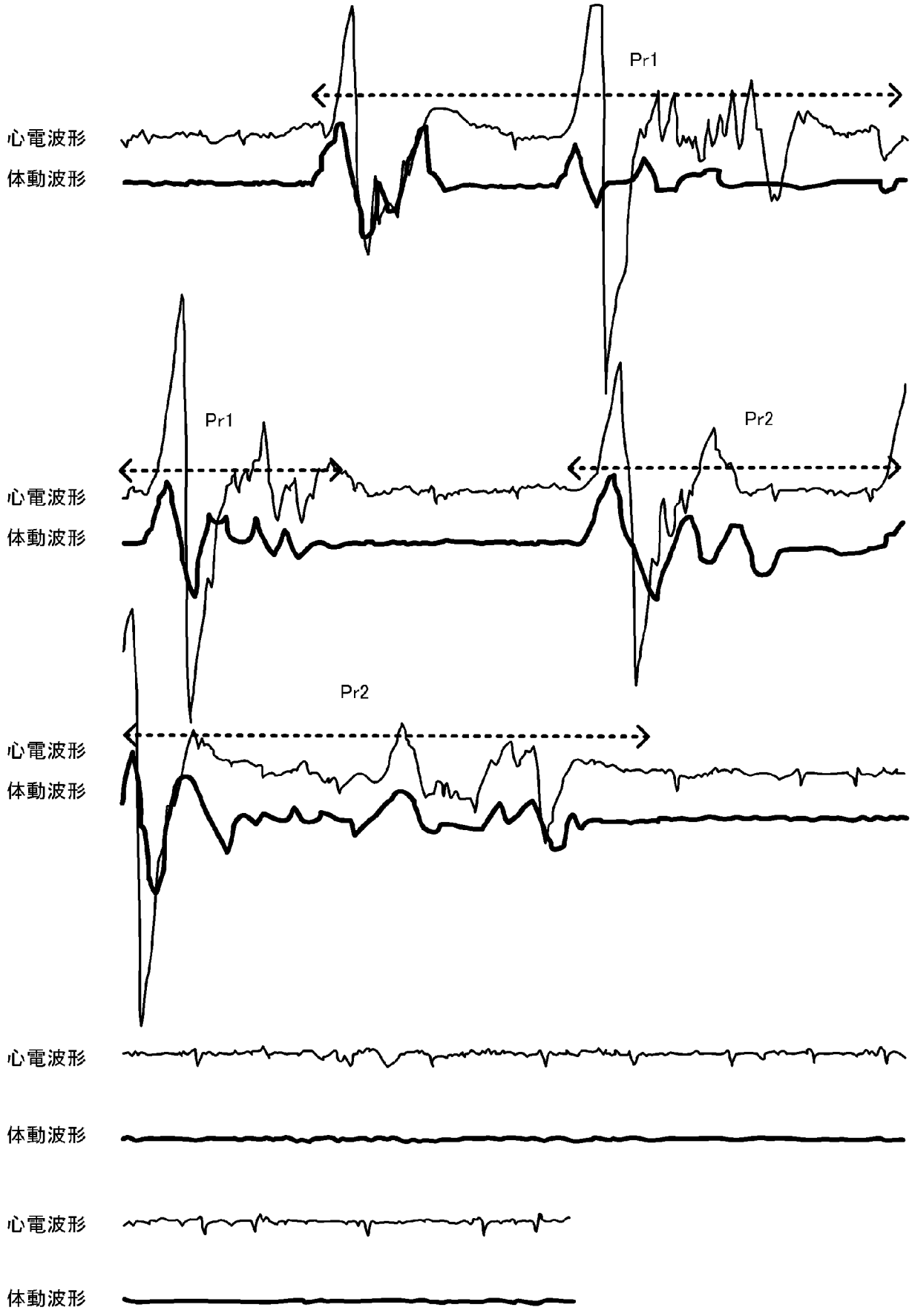
[図7]


(A)
測定開始日時
データ領域
心電波形データ1
心電波形データ2
心電波形データN
体動レベルデータ1
体動レベルデータ2
体動レベルデータN
心電波形
データ領域
体動レベル
データ領域
(B)
測定開始日時
データ領域
心電波形データ1
心電波形データ2
心電波形データN
体動フラグ
領域
心電波形
データ領域
(C)
測定開始日時
データ領域
心電波形データ1
心電波形データ2
心電波形データN
体動発生データA
体動発生データB
心電波形
データ領域
体動発生
データ領域

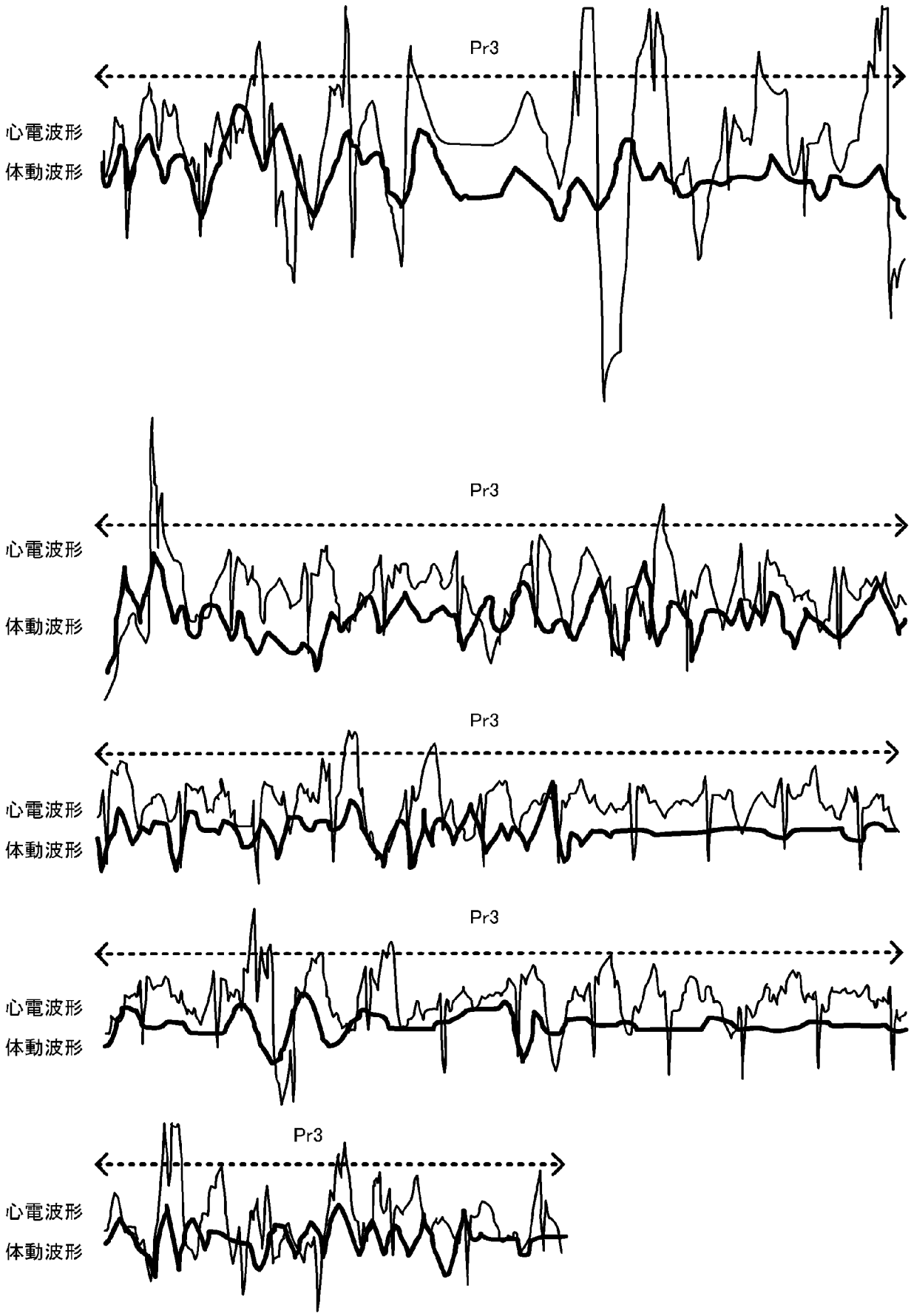
[図8]



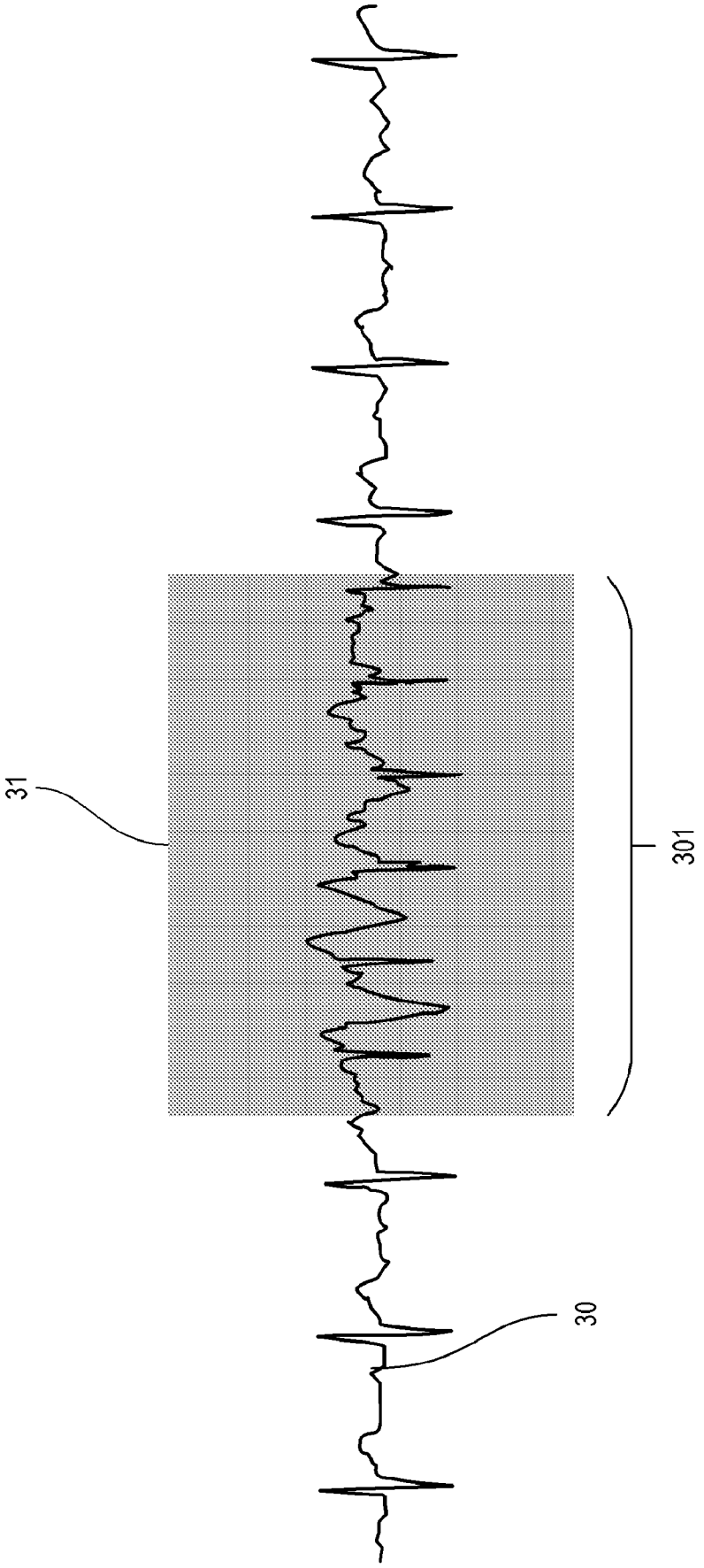
[図9]


Pr1
心電波形
体動波形
Pr1
Pr2
心電波形
体動波形
Pr2
心電波形
体動波形
心電波形
体動波形
心電波形
体動波形

[図10]


Pr3
心電波形
体動波形
Pr3
心電波形
体動波形
Pr3
心電波形
体動波形
Pr3
心電波形
体動波形
Pr3
心電波形
体動波形

[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/009212

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/332(2021.01)i, A61B5/11(2006.01)i
FI: A61B5/04310H, A61B5/11200
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)
Int.Cl. A61B5/00-5/398

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2021
Registered utility model specifications of Japan	1996-2021
Published registered utility model applications of Japan	1994-2021

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.
X Y	JP 2016-47092 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 07 April 2016 (2016-04-07), paragraphs [0064], [0069], [0073]-[0076], fig. 3	1, 6-7 2-5
Y	JP 2019-180823 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 24 October 2019 (2019-10-24), paragraphs [0019]-[0022]	2-5
Y	JP 2012-165979 A (TOKYO METROPOLITAN UNIV) 06 September 2012 (2012-09-06), paragraph [0046]	2-5
Y	JP 2006-61494 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 09 March 2006 (2006-03-09), paragraph [0036]	5
Y	WO 2017/145363 A1 (FUJITSU LIMITED) 31 August 2017 (2017-08-31), paragraphs [0024], [0028]	5
A	US 2019/0046038 A1 (ZOLL MEDICAL ISRAEL LTD.) 14 February 2019 (2019-02-14), entire text, all drawings	1-7
A	US 2013/0144130 A1 (RUSSELL, B. K.) 06 June 2013 (2013-06-06), entire text, all drawings	1-7

☐ 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	Date of mailing of the international search report
16 April 2021	27 April 2021

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/009212

JP 2016-47092 A	07 April 2016	US 2017/0258349 A1 paragraphs [0080], [0085], [0089]-[0092], fig. 3A-3C WO 2016/031179 A1 EP 3187109 A1 CN 106572806 A
JP 2019-180823 A	24 October 2019	(Family: none)
JP 2012-165979 A	06 September 2012	(Family: none)
JP 2006-61494 A	09 March 2006	US 2006/0047210 A1 paragraph [0060] EP 1629769 A1 CN 1739447 A
WO 2017/145363 A1	31 August 2017	US 2018/0338698 A1 paragraphs [0041], [0045],
US 2019/0046038 A1	14 February 2019	WO 2019/030746 A1 EP 3664694 A1
US 2013/0144130 A1	06 June 2013	(Family: none)

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/009212

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/332(2021.01)i; A61B 5/11(2006.01)i
FI: A61B5/04 310H; A61B5/11 200

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（ＩＰＣ））

A61B5/00-5/398

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２１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
X	JP 2016-47092 A (セイコーエプソン株式会社) 07.04.2016 (2016-04-07) 段落[0064],[0069],[0073]-[0076],図3	1, 6-7
Y		2-5
Y	JP 2019-180823 A (セイコーエプソン株式会社) 24.10.2019 (2019-10-24) 段落[0019]-[0022]	2-5
Y	JP 2012-165979 A (公立大学法人首都大学東京) 06.09.2012 (2012-09-06) 段落[0046]	2-5
Y	JP 2006-61494 A (オムロンヘルスケア株式会社) 09.03.2006 (2006-03-09) 段落[0036]	5
Y	WO 2017/145363 A1 (富士通株式会社) 31.08.2017 (2017-08-31) 段落[0024],[0028]	5
A	US 2019/0046038 A1 (ZOLL MEDICAL ISRAEL LTD.) 14.02.2019 (2019-02-14) 全文, 全図	1-7
A	US 2013/0144130 A1 (RUSSELL, Brian K.) 06.06.2013 (2013-06-06) 全文, 全図	1-7

☐ 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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
16.04.2021	27.04.2021

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
▲瀬▼戸井　綾菜 2Q 1569
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2021/009212

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2016-47092 A	07.04.2016	US 2017/0258349 A1 段落[0080],[0085],[0089]-[0092],FIGs. 3A-3C WO 2016/031179 A1 EP 3187109 A1 CN 106572806 A	
JP 2019-180823 A	24.10.2019	（ファミリーなし）	
JP 2012-165979 A	06.09.2012	（ファミリーなし）	
JP 2006-61494 A	09.03.2006	US 2006/0047210 A1 段落[0060] EP 1629769 A1 CN 1739447 A	
WO 2017/145363 A1	31.08.2017	US 2018/0338698 A1 段落[0041],[0045]	
US 2019/0046038 A1	14.02.2019	WO 2019/030746 A1 EP 3664694 A1	
US 2013/0144130 A1	06.06.2013	（ファミリーなし）	