

(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
2011 年 10 月 6 日(06.10.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/121898 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/1459 (2006.01) A61B 5/145 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/001351
- (22) 国際出願日: 2011 年 3 月 8 日(08.03.2011)
- (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 2010-081406 2010 年 3 月 31 日(31.03.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 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). オリンパス株式会社 (Olympus Corporation) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 河野 弘昌 (KOUNO, Hiromasa) [JP/JP]; 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地テルモ株式会社内 Kanagawa (JP). 萩 浩司 (HAGI, Kouji) [JP/

JP]; 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地テルモ株式会社 Kanagawa (JP). 杉本 尚也 (SUGIMOTO, Naoya) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 番 2 号オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

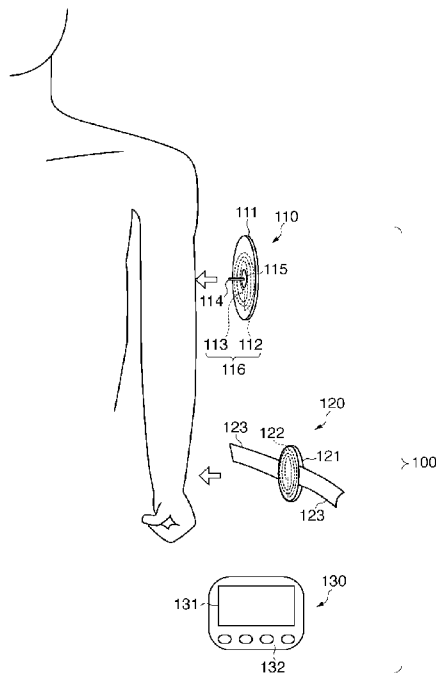
- (74) 代理人: 大塚 康德, 外 (OHTSUKA, Yasunori et al.); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町 3 番 6 号 紀尾井町パークビル 7 F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア

[続葉有]

(54) Title: BODILY FLUID COMPONENT MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 体液成分測定システム

[図1A]



(57) Abstract: By decreasing the size and weight of the device normally attached at the position of an indwelling sensor, the disclosed bodily fluid component measurement system is more convenient for patients. The disclosed bodily fluid component measurement system is provided with a sensor unit (110) which, indwelling in a patient's skin, is electrically connected to the patient's bodily fluid and measures a prescribed bodily fluid component, and a transmission unit (120) which, detachably attached to the patient at a position different from the indwelling position of the sensor unit (110), transmits to a display unit (130) either a measurement signal comprising measurements performed in the sensor unit (110), or results of a calculation performed on the basis of said measurement signal which represent the concentration of the aforementioned bodily fluid component in a bodily fluid that is either the same type as or a different type from the aforementioned bodily fluid. The sensor unit (110), activated by receiving power supplied by means of electromagnetic waves generated by the transmission unit (120), measures the aforementioned bodily fluid component and transmits the aforementioned measurement signal to the transmission unit (120).

(57) 要約: 体液成分測定システムにおいて、センサが留置される位置において常時装着される機器を小型・軽量化することにより、被検者の利便性を向上させる。本発明に係る体液成分測定システムは、被検者の皮膚に留置され、該被検者の体液に導通されて所定の体液成分を測定するセンサ部 110 と、センサ部 110 が留置される位置とは異なる位置において前記被検者に着脱可能に取り付けられ、センサ部 110 において測定された測定信号または、該測定信号を元に前記体液成分の前記体液と同種または異種の体液中の濃度として算出された算出結果を表示部 130 に送信する送信部 120 と、を備え、センサ部 110 は送信部 120 が発生する電磁波によって電力供給を受けて起動されることで、前記体液成分の測定と、前記測定信号の送信部 120 への送信とを行うことを特徴とする。



(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 体液成分測定システム

技術分野

[0001] 本発明は、被検者の体液を連続的に測定し、体液に含まれる所定の成分の濃度を表示する体液成分測定システムに関するものである。より詳細には、被検者の間質液を間歇的かつ連続的に測定し、血糖値を表示する体液成分測定システムに関するものである。

背景技術

[0002] 従来、糖尿病患者が自ら血糖値を測定し管理するために、指先などを専用の穿刺器具で穿刺して出た血液を、その都度、血糖測定器で測定する、所謂自己血糖測定（Self Monitoring of Blood Glucose：SMBG）が広く普及している。

[0003] また、近年、これに代わるべく、専用のセンサ部に配された針を皮下等に穿刺することで該センサ部を患者の皮下に留置し、血糖値を連続的にモニタリングする連続血糖測定（Continuous Glucose Monitoring：CGM）に用いる体液成分測定システムが開発され（例えば、特許文献1参照）、現在、欧米では実用化されている。

[0004] CGMに用いる体液成分測定システムは、患者に常時装着されるセンサ部と、該センサ部に取り付けられ、該センサ部における測定信号を外部に送信する送信部と、該送信部より送信された測定信号を基に血糖値を算出し表示する表示装置とから構成されている。このため、患者は、センサが留置される位置（例えば、患者の上腕部や腹部等）に、送信部が取り付けられたセンサ装置を常時装着した状態で日常生活を送ることとなる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特表2002-526137号

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、上記特許文献1のように、針を用いてセンサ部が留置される上腕部や腹部等の位置において、センサ部に取り付けられる送信部は、表示装置に送信するための送信機能およびセンサ部に電力を供給するための電源を備えるため、所定の大きさ及び重量を有する。このため、患者は、当該位置における送信部の存在を常に意識しながら（つまり、送信部に触れないように意識しながら、あるいは、上腕部や腹部に多少の違和感を感じながら）日常生活を送ることとなり、利便性が悪い。このようなことから、センサが留置される位置において常時装着される機器は、極力、小型化・軽量化されることが望ましい。また、センサ部と送信部との間には電力や測定信号の伝送のための電気接点が配されているため、入浴や水泳の際、電気接点が水に濡れないように防水手段を設ける必要があり、使い勝手の低下やコストの増加が不可避である。

[0007] 本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、体液成分測定システムにおいて、センサが留置される位置において常時装着される機器を小型・軽量化することにより、被検者の利便性を向上させるとともに、センサ部に送信部との電気接点を設けないことで簡素な装置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] 上記の目的を達成するために、本発明に係る体液成分測定システムは以下のような構成を備える。即ち、

被検者の皮膚に留置され、該被検者の体液に導通されて所定の体液成分を測定するセンサ部と、

前記センサ部が留置される位置とは異なる位置において被検者に着脱可能に取り付けられ、前記センサ部において測定された測定信号または、該測定信号を元に前記体液成分の前記体液と同種または異種の体液中の濃度として算出された算出結果を表示装置に送信する送信部と、を備え、

前記センサ部は前記送信部が発生する電磁波によって電力供給を受けて起動されることで、前記体液成分の測定と、前記測定信号の前記送信部への送

信とを行うことを特徴とする。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、体液成分測定システムにおいて、センサが留置される部位において常時装着される機器装置を小型化・軽量化することにより、被検者の利便性が向上する。また、センサ部に電気接点を有さないので特別な防水手段を設ける必要がない。

[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1A] 図1Aは、本発明の一実施形態に係る体液成分測定システムの外観構成（装着前）を示す図である。

[図1B] 図1Bは、本発明の一実施形態に係る体液成分測定システムの外観構成（装着後）を示す図である。

[図2] 図2は、本発明の第1の実施形態に係る体液成分測定システム100の機能構成を示す図である。

[図3] 図3は、体液成分測定システム100におけるモニタリング処理の流れを示すフローチャートである。

[図4] 図4は、体液成分測定システム100における校正値データ記録処理の流れを示すフローチャートである。

[図5] 図5は、体液成分測定システム100のセンサ部及び送信部における測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図6] 図6は、体液成分測定システム100の送信部の電磁波発信タイミング及び送信部内の2次電池の残量の推移を示す図である。

[図7] 図7は、本発明の第2の実施形態に係る体液成分測定システム700の機能構成を示す図である。

[図8]図8は、体液成分測定システム700のセンサ部及び送信部における測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図9]図9は、体液成分測定システム700の送信部の電磁波発信タイミング及び送信部内の2次電池の残量の推移、センサ部内の電池の残量の推移を示す図である。

[図10]図10は、本発明の第3の実施形態に係る体液成分測定システム1000の機能構成を示す図である。

[図11A]図11Aは、体液成分測定システム1000のセンサ部及び送信部における測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図11B]図11Bは、体液成分測定システム1000のセンサ部及び送信部における測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図12]図12は、体液成分測定システム1000の送信部の電磁波発信タイミング及び送信部内の2次電池の残量の推移、センサ部内の2次電池の残量の推移を示す図である。

[図13A]図13Aは、体液成分測定システム1300のセンサ部及び送信部における測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図13B]図13Bは、体液成分測定システム1300のセンサ部及び送信部における測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図14]図14は、体液成分測定システム1300の送信部の電磁波発信タイミング及び送信部内の2次電池の残量の推移、センサ部内のコンデンサの残量の推移を示す図である。

[図15]図15は、本発明の第5の実施形態に係る体液成分測定システム1500の機能構成を示す図である。

[図16]図16は、センサ部110の外観構成を示す図である。

[図17]図17は、センサ部110の外観構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、必要に応じて添付図面を参照しながら本発明の各実施形態の詳細を説明する。なお、本発明は以下の実施形態に限定されるものではなく、適宜

変更可能であるものとする。

[0013] [第１の実施形態]

以下、本発明の各実施形態について図面を参照しながら説明する。

[0014] < １．体液成分測定システムの外観構成 >

図１Ａは、本発明の一実施形態に係る体液成分測定システム１００の外観構成を示す図である。

[0015] 図１Ａに示すように、体液成分測定システム１００はセンサ部１１０と、送信部１２０と、表示部１３０とを備える。

[0016] センサ部１１０は、ポリウレタンなどの柔軟な樹脂により液密構造に形成された本体部１１１を備える。本体部１１１の底面には防水機能付きの皮膚貼り付けテープ（不図示）が配されており、これにより、センサ部１１０は、被検者の上腕部または腹部などに直接貼り付けられることとなる。

[0017] また、本体部１１１の底面には、被検者の皮膚に穿刺され皮下の体液と接触する針１１４が設けられており、本体部１１１内に配された成分測定部１１５と接続されている。成分測定部１１５は、針１１４が接触する皮下の体液におけるグルコース等の所定成分の濃度に応じた信号を測定する。

[0018] 本体部１１１の内部には、更に、アンテナ１１２とＩＣチップ１１３と不図示のＡ／Ｄ変換回路とを備えるＡ／Ｄ回路内蔵ＩＣタグ１１６（以下、単にＩＣタグ１１６と称す）が設けられており、送信部１２０において発生した電磁波を受け取り整流して直流とし、それを電源として動作する。該ＩＣタグ１１６は、成分測定部１１５による測定を制御するとともに、測定結果をＩＣチップ１１３のメモリ内に記憶したり、送信部１２０に送信したりする。

[0019] 送信部１２０は、ハウジング１２１を備える。ハウジング１２１の内部には、駆動されることによりセンサ部１１０のＩＣタグ１１６に対して電磁波を発生し、電力を供給するとともに、ＩＣタグ１１６にて発信された電磁波を検出することにより、測定結果を示す測定信号を受信するＩＣタグ送受信モジュール１２２が配されている。なお、送信部１２０では、センサ部１１

0より受信した測定信号を処理し血糖値等の体液に含まれる所定の成分の濃度（体液成分の濃度）を算出した後、不図示の送受信モジュールを介して通信可能な表示部130に、当該算出した体液成分の濃度を送信するよう構成されているものとする。

[0020] また、ハウジング121の側面には、送信部120を、センサ部110が貼り付けられる位置とは異なる位置（例えば、手首等）において、被検者に装着するための装着具123が設けられている。

[0021] 表示部130は、表示領域131を備え、送信部120より送信された体液成分の濃度を表示する。また、入力部132を備え、表示領域131に表示される表示内容の切り替えや、所定の情報の入力等、各種操作を行う際に用いられる。

[0022] このように、センサ部110と送信部120との間における送信部120による電力の供給及びセンサ部110による測定信号の送信を、ICタグ116とICタグ送受信モジュール122とを用いて無線で行う構成とすることにより、送信部120をセンサ部110から離れた位置に装着させることが可能となる。

[0023] つまり、針が穿刺される位置において常時装着される機器がセンサ部110のみとなり、送信部120が有する機能に相当する分だけ、留置部位で当該機器を小型化・軽量化することが可能となる。

[0024] 図1Bは、体液と導通する針を有するセンサ部110を被検者の上腕部に貼り付け、送信部120を被検者の手首に装着した様子を示す図である。図1Bに示すように、送信部120には、送信部120の電源をON/OFFするための電源スイッチ124が設けられている。電源スイッチ124は、1回押圧されることで電源がONとなり、ランプ125が点灯する。更に、もう1回押圧されると電源がOFFとなり、ランプ125が消灯する。

[0025] 送信部120には、更に、スピーカ127が設けられており、例えば、送信部120においてエラー等が検出された場合に、被検者に対して音声を出力する。また、充電用コネクタ126が設けられており、充電用アダプタが

接続されることで、送信部 120 に内蔵された 2 次電池を充電することができる。

[0026] 上記構成のもと、図 1 B に示す状態で、電源スイッチ 124 を押圧し、送信部 120 の電源を ON にすることで、表示部 130 には、所定周期ごとに所定の体液成分の濃度が表示される（図 1 B の表示部 130 には、表示領域 131 に、トレンドグラフとともに今回の測定により得られた体液成分の濃度が表示された様子が示されている）。

[0027] < 2. 体液成分測定システムの機能構成 >

次に、体液成分測定システム 100 の機能構成について説明する。図 2 は、体液成分測定システム 100 の機能構成を示す図である。なお、図 2 では、図 1 A、図 1 B の外観構成を用いて説明済みの要素に対応する要素については同一の参照番号を付してある。

[0028] 図 2 に示すように、センサ部 110 は、針 114 と、成分測定部 115 と、IC タグ 116 とを備える。針 114 は、成分測定部 115 に体液が届くように誘導する毛細管であり、その先端が被検者の皮下に達している。針 114 は成分測定部 115 に接続されており、体液を成分測定部 115 の中に導く。

[0029] 成分測定部 115 は、血液等の体液中に含まれる特定の成分（例えば、グルコース、尿酸、コレステロール、タンパク質、ミネラル、血液細胞など）の濃度を測定するための測定手段であり、周知の測定方法を用いて測定を行う。針 114 によって導通される体液としては血液、間質液、リンパ液などが挙げられ、測定方法としては、測定対象の体液に含まれる所定の成分を捕捉する蛍光ダイに励起光を照射した際の蛍光強度を測定する方法や、測定対象の体液に含まれる所定の成分を酸化酵素を用いて光学的または電気化学的に測定する方法等が用いられる。本実施形態では、針 114 を皮下に挿入して、間質液中のグルコース濃度を測定し、さらに血液中のグルコース濃度（血糖値）へと換算する。また、測定方法としては、糖類と結合してストークスシフトを示すボロン酸基導入蛍光色素をハイドロゲルに固定した蛍光セン

サを用いるものとする。なお、皮下ではなく血管内に針 114 を挿入し、直接血液中のグルコース濃度を測定するように構成することも可能である。

[0030] 送信部 120 は、電源スイッチ 124 と、ランプ 125 と、メモリ 128 と、スピーカ 127 と、IC タグ送受信モジュール 122 と、CPU 222 と、送受信モジュール 223 と、2 次電池 224 と、充電回路 225 と、充電用コネクタ 126 とを備える。

[0031] 電源スイッチ 124 は、押圧されることで送信部 120 の電源が ON となり、ランプ 125 が点灯する。なお、ランプ 125 は、2 次電池 224 の残量が少なくなった場合に、点滅させることで、2 次電池 224 の残量が少ないことをユーザに知らせる構成としてもよい。また、ランプ 125 は、送信部 120 の内部状態に応じて異なる色で点灯する構成としてもよい（例えば正常な場合は緑色で、異常を検出した場合には赤色で点灯する構成としてもよい）。

[0032] メモリ 128 には、センサ部 110 より受信した測定結果であるデジタルの測定信号に基づいて体液に含まれる所定の成分の濃度を算出する算出プログラムや、体液成分の濃度を算出する際に用いられる校正値データを算出するための校正プログラム、及び送信部 120 全体の動作を制御する制御プログラム等が格納されている。

[0033] なお、校正プログラムや算出プログラムは、測定対象となる体液ごと、及び算出対象となる成分ごとに用意されているものとする。これにより、送信部 120 では、様々な体液成分の濃度を算出することが可能となる。また、メモリ 128 は過去に算出した体液成分の濃度を測定時刻と対応付けて保存する保存手段としての機能も有している。

[0034] スピーカ 127 は、測定終了や測定された体液成分の濃度などを音声で知らせる。例えば、測定の結果得られた血糖値が、正常であった場合には短いビープ音を出力し、異常であった場合には、正常であった場合よりも大きな警告音を継続的に出力する。

[0035] IC タグ送受信モジュール 122 は、送信部 120 とセンサ部 110 との

間において電力の供給及び測定信号の受信を行う。CPU 222は送信部120全体の動作を制御する。送受信モジュール223は、送信部120において算出された体液成分の濃度を、表示部130に送信するモジュールである。

[0036] 2次電池224は送信部120を構成する各部に電力を供給する。充電回路225は、2次電池224を充電するための回路であり、充電用コネクタ126を介して接続されたアダプタ（不図示）より、電力の供給を受けた場合に、2次電池224を充電する。

[0037] 表示部130は、送受信モジュール231と、CPU232と、入力部132と、表示領域131と、メモリ233と、電源部234とを備える。

[0038] 送受信モジュール231は、送受信モジュール223を介して送信部120から送信された体液成分の濃度を受信する。送受信モジュール231において受信された体液成分の濃度は、CPU232において処理され、表示領域131に表示されるとともに、メモリ233に保存される。

[0039] 入力部132は、被検者の入力指示を受け付けるボタン等であり、表示部130に対する電源ONの指示、過去に算出された体液成分の濃度についての呼び出し指示、表示の切り替え指示、ならびに体液成分の濃度の算出の際に用いられる校正値データを算出するための情報入力の指示等を行うのに用いられる。なお、表示領域131と入力部132とは、タッチパネルなどの1つの部品により構成されていてもよい。電源部234は、表示部130を構成する各部に電力を供給する電池である。

[0040] <3. 体液成分測定システムにおけるモニタリング処理>

次に、体液成分測定システム100におけるモニタリング処理の流れを説明する。図3は、体液成分測定システム100におけるモニタリング処理の流れを示すフローチャートである。なお、以下では、説明を簡略化するために、測定対象の体液＝間質液、濃度の算出対象の成分＝血糖、として説明する（つまり、体液成分の濃度として血糖値を算出する場合について説明する）。

- [0041] ステップS 3 0 1において、被検者は、センサ部 1 1 0を上腕部または腹部に装着する。具体的には、針 1 1 4を上腕部または腹部の皮膚に穿刺するとともに、本体部 1 1 1の底面に配された防水機能付きの皮膚貼り付けテープにより本体部 1 1 1を皮膚に密着させる。
- [0042] ステップS 3 0 2では、センサ部 1 1 0が貼り付けられた位置とは異なる位置（例えば、手首）に、送信部 1 2 0を装着する。
- [0043] ステップS 3 0 3では、送信部 1 2 0の電源スイッチ 1 2 4を押圧し、送信部 1 2 0の電源をONにする。これにより、送信部 1 2 0が起動し、送信部 1 2 0と表示部 1 3 0との間の通信が確立する。
- [0044] ステップS 3 0 4では、算出された校正値データをメモリ 1 2 8に記録する。なお、校正値データの記録処理（ステップS 3 0 4）の詳細は後述する。
- [0045] ステップS 3 0 5では、所定周期ごとに測定を行い、血糖値を表示する測定処理を行う。1回の測定処理が終了すると、ステップS 3 0 6に進み、モニタリング処理を継続するか否かを判定する。ステップS 3 0 6においてモニタリング処理を継続すると判定された場合には、ステップS 3 0 5に戻り、所定周期後に測定を行い、血糖値を表示する。一方、ステップS 3 0 6においてモニタリング処理を継続しないと判定された場合には、ステップS 3 0 7に進む。
- [0046] ステップS 3 0 7では、再校正を行うか否かを判定し、再校正を行うと判定された場合には、ステップS 3 0 4に戻り、校正値データの記録処理を行う。一方、再校正を行わないと判定された場合には、モニタリング処理を終了する。
- [0047] < 4. 校正値データ記録処理 >
- 次に、校正値データ記録処理（ステップS 3 0 4）の詳細を説明する。図 4は、校正値データ記録処理（ステップS 3 0 4）の詳細な流れを示すフローチャートである。
- [0048] ステップS 4 0 1では、被検者が、SMBG（Self Monitor

ing of Blood Glucose) 等を用いて測定することにより得られた血糖値を表示部 130 を介して入力する。表示部 130 において当該入力を受け付けると、ステップ S402 では、送受信モジュール 231 が、当該入力された血糖値を送信部 120 に送信する。

[0049] 表示部 130 より送信された血糖値を送信部 120 が受信すると、ステップ S403 では、IC タグ送受信モジュール 122 が起動し、センサ部 110 に対して電磁波を発生する。これにより、センサ部 110 が起動し、成分測定部 115 が間質液中のグルコース量を測定する。測定結果は、IC タグ 116 を介して送信部 120 に送信されるため、送信部 120 ではこれを受信する。

[0050] ステップ S404 では、送信部 120 が、校正プログラムを起動させ、ステップ S401 において表示部 130 より送信された血糖値と、ステップ S403 においてセンサ部 110 より送信された測定結果とに基づいて、血糖値を算出する計算式の校正值データを算出する。そして、算出した校正值データをメモリ 128 に記録する。

[0051] < 5. 測定処理 >

次に、測定処理（ステップ S305）の詳細について説明する。図 5 は、測定処理（ステップ S305）の詳細な流れを示すフローチャートである。

[0052] 送信部 120 において測定処理が開始されると、ステップ S511 では、所定周期で測定を行うための測定間隔を規定するタイマーを動作させる。ステップ S512 では、タイマーが所定時間カウントしたか否かを判定する。ステップ S512 において、所定時間カウントしたと判定された場合には、ステップ S513 に進む。

[0053] ステップ S513 では、IC タグ送受信モジュール 122 を駆動することによって、電磁波を発生させる。ステップ S501 では、IC タグ送受信モジュール 122 から発生した電磁波を受け取ることにより、IC タグ 116 において電力が発生する（つまり、送信部 120 からセンサ部 110 に対して電力が供給される）。

- [0054] ステップS 5 0 1における電力の供給に伴って、ステップS 5 0 2では、I C タグ 1 1 6 が起動し、成分測定部 1 1 5 に対して電力を供給し、成分測定部 1 1 5 を動作させる。
- [0055] ステップS 5 0 3 では、成分測定部 1 1 5 において、針 1 1 4 から吸引された間質液が糖応答性蛍光色素を担持したハイドロゲルに達しており、該ハイドロゲルに向けて、励起光を照射する。更に、照射した励起光に対する、蛍光強度を測定する。
- [0056] ステップS 5 0 4 では、ステップS 5 0 3 において測定された蛍光強度をデジタル信号に変換し、測定結果として I C タグ 1 1 6 内のメモリに記録する。更に、ステップS 5 0 5 では、I C タグ 1 1 6 が、デジタル信号に変換された蛍光強度を示す測定信号を I C タグ送受信モジュール 1 2 2 に送信する。
- [0057] ステップS 5 1 4 において、送信部 1 2 0 が、センサ部 1 1 0 より送信された測定信号を受信すると、メモリ 1 2 8 内に予め記録されている計算式および校正值データを読み出し、当該受信した測定信号と当該読み出した計算式および校正值データとを用いて血糖値を算出する。
- [0058] ステップS 5 1 5 では、ステップS 5 1 4 において算出された血糖値を表示部 1 3 0 に送信する。ステップS 5 1 6 では、測定処理を継続するか否かを判定する。なお、本実施形態のステップS 5 1 4、S 5 1 5 では、送信部 1 2 0 で血糖値を算出し、その血糖値を表示部 1 3 0 に送信する構成となっているが、送信部 1 2 0 から表示部 1 3 0 に測定信号を送信し、その測定信号を元に表示部 1 3 0 で血糖値の算出を行うように構成してもよい。
- [0059] ステップS 5 1 6 において測定処理を継続すると判定された場合には、ステップS 5 1 2 に戻り、測定処理を継続する。一方、ステップS 5 1 6 において測定処理を継続しないと判定された場合には、測定処理を終了する。
- [0060] < 6. 送信部の電磁波発信タイミング及び2次電池の残量の推移 >
次に、体液成分測定システム 1 0 0 の測定処理時における、送信部 1 2 0 の電磁波発信タイミング及び2次電池 2 2 4 の残量の推移について説明する

。図6は、体液成分測定システム100の測定処理時における、送信部120の電磁波発信タイミング及び2次電池224の残量の推移を示す模式図である。

[0061] 図6に示すように、測定処理が開始されると、所定周期600ごとにICタグ送受信モジュール122から電磁波が発信され、成分測定部115により測定が行われる。この結果、2次電池224の残量は、所定周期600ごとに減少していく。

[0062] ここで、複数回の測定が実行された後、例えば、被検者がシャワーを浴びたりお風呂に入ったりするために、送信部120を一時的に取り外し、充電を行ったとする（タイミング601）。

[0063] これにより、送信部120内の2次電池224の残量は増加し、タイミング602において充電が完了することとなる。その後、被検者が再び送信部120を被検者に装着し、電源をONにすると、測定処理が再開され、再び、所定周期600ごとにICタグ送受信モジュール122が駆動され、成分測定部115により測定が行われる。この結果、2次電池224の残量は、所定周期600ごとに減少していく。

[0064] このように、体液成分測定システム100では、被検者に常時装着されるセンサ部110に電池を内蔵せず、送信部120による電磁波の発信により、センサ部110に電力を供給する構成としているため、送信部120の発信タイミングに応じて、2次電池224の残量が減少していくこととなる。しかしながら、送信部120は、被検者に対して着脱可能な構成となっており、かつ、充電可能な構成となっているため、必要に応じて、簡単に充電を行うことができる。つまり、体液成分の濃度を連続的にモニタリングするのに適した構成となっている。

[0065] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る体液成分測定システム100では、センサ部110と送信部120との間における電力の供給及び測定信号の送信を、ICタグ116とICタグ送受信モジュール122とを用いて行う構成とした。

[0066] これにより、送信部 120 をセンサ部 110 から離れた位置に装着させることが可能となった。つまり、針が穿刺される位置において常時留置される機器がセンサ部 110 のみとなり、針が穿刺される位置において常時留置される機器の小型化・軽量化を実現することが可能となった。

[0067] [第 2 の実施形態]

上記第 1 の実施形態では、センサ部が電池を内蔵せず、成分測定部 115 における測定に必要な電力を、すべて送信部 120 が供給する構成とした。しかしながら、本発明はこれに限定されず、センサ部に電池を内蔵させ、成分測定部 115 による測定において必要な電力については当該内蔵した電池が供給するように構成してもよい。

[0068] < 1. 体液成分測定システムの機能構成 >

図 7 は、本実施形態における体液成分測定システム 700 の機能構成を示す図である。なお、以下では、図 2 に示す体液成分測定システム 100 との相違点を中心に説明する。

[0069] 図 7 において、711 はボタン型の小型の 1 次電池（アルカリ電池、リチウム電池等）であり、成分測定部 115 に電力を供給する。IC タグ 116 は、送信部 120 において発生した電磁波を受け取って電力に変換して起動し、1 次電池 711 の電力によって成分測定部 115 が動作するように制御する。また、成分測定部 115 からの測定結果を A/D 変換することで得られたデジタルの測定信号を送信部 120 に送信する。

[0070] このように、本実施形態における体液成分測定システム 700 では、センサ部 710 に 1 次電池 711 を内蔵させ、当該 1 次電池 711 から供給される電力により成分測定部 115 を動作させる構成とすることで、成分測定部 115 による測定を安定して行うことが可能となる。なお、成分測定部 115 から測定信号を送信部 120 に送信するには、IC タグ 116 で受け取った電力または 1 次電池 711 から供給される電力が使用される。

[0071] < 2. 測定処理 >

次に、体液成分測定システム 700 における測定処理（第 1 の実施形態で

のステップS 3 0 5)の詳細について説明する。図8は、体液成分測定システム700における測定処理(ステップS 3 0 5)の詳細な流れを示すフローチャートである。

[0072] なお、ステップS 5 1 1からステップS 5 1 6までの処理は、第1の実施形態における図5のステップS 5 1 1からステップS 5 1 6までの処理と同じであるため、ここでは説明は省略する。

[0073] ステップS 5 1 3においてICタグ送受信モジュール122が駆動され電磁波が発信されることにより、ステップS 5 0 1ではICタグ116において電力が発生する。これにより、ステップS 8 0 1では、ICタグ116が起動し、1次電池711から成分測定部115への電力の供給を行うよう制御する。これにより、ステップS 8 0 2では、1次電池711から成分測定部115への電力の供給が開始され、成分測定部115が起動する。

[0074] ステップS 5 0 3からステップS 5 0 5までの処理は、図5のステップS 5 0 3からステップS 5 0 5までの処理と同じであるため、ここでは説明は省略する。

[0075] ステップS 8 0 3では、ICタグ116が、1次電池711からの成分測定部115への電力の供給を終了するよう制御する。これにより、1次電池711から成分測定部115への電力の供給が終了する。

[0076] <3. 送信部の電磁波発信タイミング及び2次電池の残量の推移及びセンサ部の1次電池の残量の推移>

次に、体液成分測定システム700の測定処理時の、送信部120の電磁波の発信タイミング及び2次電池224の残量の推移及びセンサ部710の1次電池711の残量の推移について説明する。図9は、体液成分測定システム700の測定処理時の、送信部120の発信タイミング及び2次電池224の残量の推移及びセンサ部710の1次電池711の残量の推移を示す模式図である。

[0077] 図9に示すように、測定処理が開始されると、所定周期600ごとにICタグ送受信モジュール122が駆動され、ICタグ116が起動する。この

結果、２次電池２２４の残量は、所定周期６００ごとに減少していく。また、ＩＣタグ１１６の起動に伴って、１次電池７１１から成分測定部１１５へと電力が供給され、成分測定部１１５において測定が行われる。この結果、１次電池７１１の残量も、所定周期６００ごとに減少していく。

[0078] ここで、複数回の測定が実行された後、例えば、被検者がシャワーを浴びたりお風呂に入ったりするために、送信部１２０を一時的に取り外し、充電を行ったとする（タイミング６０１）。

[0079] これにより、２次電池２２４の残量は増加していき、タイミング６０２では充電が完了することとなる。その後、被検者が再び送信部１２０を被検者に装着し、電源をＯＮにすると、測定処理が再開されることとなり、所定周期６００ごとにＩＣタグ送受信モジュール１２２が駆動され、ＩＣタグ１１６が起動する。この結果、送信部１２０内の２次電池２２４の残量は、所定周期６００ごとに減少していく。

[0080] 一方、１次電池７１１は充電されることなく、所定周期６００ごとに継続して減少していく。このため、１次電池７１１は、センサ部７１０の交換周期内における測定頻度の上限に応じた容量を有する構成となっている。

[0081] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る体液成分測定システム７００では、センサ部７１０と送信部１２０との間におけるＩＣタグ起動用の電力の供給及び測定信号の送信を、ＩＣタグ１１６とＩＣタグ送受信モジュール１２２とを用いて行う構成とし、更に、センサ部１１０に測定用の電源として電池を内蔵させる構成とした。

[0082] これにより、上記第１の実施形態と同様の効果を得ることが可能となるとともに、成分測定部を安定して動作させることが可能となった。

[0083] [第３の実施形態]

上記第２の実施形態では、センサ部に電池を内蔵させる構成としたが、本発明はこれに限定されず、センサ部に充電可能な２次電池を内蔵させる構成としてもよい。

[0084] < １． 体液成分測定システムの機能構成 >

図１０は、本実施形態における体液成分測定システム１０００の機能構成を示す図である。なお、以下では、図２に示す体液成分測定システム２００または図７に示す体液成分測定システム７００との相違点を中心に説明する。

[0085] 図１０において、１０１１はボタン型の小型の２次電池（リチウムイオン電池等）であり、成分測定部１１５に電力を供給する。ＩＣタグ１１６は、送信部１２０において発生した電磁波を受け取って電力に変換し、該電力により起動し、２次電池１０１１の電源によって成分測定部１１５が動作するように制御する。また、成分測定部１１５からの測定結果をＡ／Ｄ変換することにより得られたデジタルの測定信号を送信部１２０に送信する。

[0086] 更に、２次電池１０１１の残量が所定値以下になった場合には、送信部１２０において発信した電磁波によって発生される電力により、２次電池１０１１を充電する。

[0087] このように、本実施形態における体液成分測定システム１０００では、センサ部１０１０に２次電池１０１１を内蔵させ、当該２次電池１０１１から供給される電力により成分測定部１１５を動作させる構成とすることで、成分測定部１１５による測定を安定して行うことが可能となる。更に、２次電池１０１１の残量が所定値以下になった場合には、当該２次電池を充電させることができるため、センサ部１０１０における電力切れの問題も解消され、大きな電力を消費するセンサの使用も可能となる。

[0088] なお、成分測定部１１５から測定信号を送信部１２０に送信するには、ＩＣタグ１１６で受け取った電力または２次電池１０１１から供給される電力が使用される。

[0089] ＜２．測定処理＞

次に、体液成分測定システム１０００における測定処理（第１の実施形態でのステップＳ３０５）の詳細について説明する。図１１Ａ、図１１Ｂは、体液成分測定システム１０００における測定処理（ステップＳ３０５）の詳細な流れを示すフローチャートである。

- [0090] なお、ステップS 5 1 1からステップS 5 1 5までの処理は、第2の実施形態での図8のステップS 5 1 1からステップS 5 1 5までの処理と同じであるため、ここでは説明は省略する。
- [0091] ステップS 5 1 3においてI Cタグ送受信モジュール1 2 2が駆動され電磁波が発信されることにより、ステップS 5 0 1ではI Cタグ1 1 6において電力が発生する。ステップS 1 1 0 1では、I Cタグ1 1 6が起動することで、2次電池1 0 1 1から成分測定部1 1 5に電力を供給するように制御する。これにより、ステップS 1 1 0 2では、2次電池1 0 1 1から成分測定部1 1 5へと電力が供給され、成分測定部1 1 5が起動する。
- [0092] ステップS 5 0 3からステップS 5 0 4までの処理は、図8のステップS 5 0 3からステップS 5 0 4までの処理と同じであるため、ここでは説明は省略する。
- [0093] ステップS 1 1 0 3では、I Cタグ1 1 6が、デジタル信号に変換された蛍光強度を示す測定信号をI Cタグ送受信モジュール1 2 2に送信する。また、I Cタグ1 1 6では、2次電池1 0 1 1の残量を検出し、検出結果を2次電池残量データとして、I Cタグ送受信モジュール1 2 2に送信する。
- [0094] ステップS 1 1 0 4では、I Cタグ1 1 6が、2次電池1 0 1 1から成分測定部1 1 5への電力の供給を終了するよう制御する。これにより、2次電池1 0 1 1から成分測定部1 1 5への電力の供給が終了される。
- [0095] センサ部1 0 1 0より送信された測定信号を受信した送信部1 2 0では、ステップS 1 1 1 1において、センサ部1 0 1 0より送信された2次電池残量データが所定値以下であるか否かを判定する。ステップS 1 1 1 1において、2次電池残量データが所定値以下であると判定された場合には、ステップS 1 1 1 2に進み、所定値以下でないと判定された場合には、ステップS 5 1 6に進む（なお、ステップS 5 1 6における処理は、図8のステップS 5 1 6における処理と同様であるため、ここでは説明は省略する）。
- [0096] ステップS 1 1 1 2では、I Cタグ送受信モジュール1 2 2を駆動して電磁波を発信する。

[0097] 一方、ステップS 1 1 0 5では、I Cタグ1 1 6が、2次電池残量データが所定値以下であるか否かを判定する。ステップS 1 1 0 5において、2次電池残量データが所定値以下であると判定された場合には、ステップS 1 1 0 6に進み、ステップS 1 1 1 2における送信部1 2 0からの電力の供給に伴って、I Cタグ1 1 6で受け取った電力が2次電池1 0 1 1に蓄電されるよう制御する。これにより、ステップS 1 1 0 6では、2次電池1 0 1 1が充電される。

[0098] 一方、ステップS 1 1 0 5において、2次電池残量データが所定値以下でないと判定された場合には、測定処理を終了する。

[0099] <3. 送信部の電磁波発信タイミング及び2次電池の残量の推移、センサ部の2次電池の残量の推移>

次に、体液成分測定システム1 0 0 0の測定処理時の、送信部1 2 0の電磁波発信タイミング及び2次電池2 2 4の残量の推移及びセンサ部1 0 1 0の2次電池1 0 1 1の残量の推移について説明する。図1 2は、体液成分測定システム1 0 0 0の測定処理時の、送信部1 2 0の電磁波発信タイミング及び2次電池2 2 4の残量の推移及びセンサ部1 0 1 0の2次電池1 0 1 1の残量の推移を示す模式図である。

[0100] 図1 2に示すように、測定処理が開始されると、所定周期6 0 0ごとにI Cタグ送受信モジュール1 2 2から電磁波が発信され、I Cタグ1 1 6が起動する。この結果、2次電池2 2 4の残量は、所定周期6 0 0ごとに減少していく。また、I Cタグ1 1 6の起動に伴って、2次電池1 0 1 1から成分測定部1 1 5への電力の供給が開始され、測定が行われる。この結果、2次電池1 0 1 1の残量も、所定周期6 0 0ごとに減少していく。

[0101] ここで、複数回の測定が実行された後、例えば、被検者がシャワーを浴びたりお風呂に入ったりするために、送信部1 2 0を一時的に取り外し、充電を行ったとする（タイミング6 0 1）。

[0102] これにより、2次電池2 2 4の残量は増加していき、タイミング6 0 2では充電が完了することとなる。その後、被検者が再び送信部1 2 0を装着し

、電源をONにすると、測定処理が再開されることとなる。そして、所定周期600ごとにICタグ送受信モジュール122が駆動され、ICタグ116が起動する。この結果、2次電池224の残量は、所定周期600ごとに減少していく。

[0103] 一方、2次電池1011は所定周期600ごとに継続して減少していくが、残量が所定値以下になったと判定されると、送信部120では、発信頻度を変更してICタグ送受信モジュール122を駆動することで、2次電池1011の充電のための電磁波を発信する（タイミング1201）。ただし、この場合でも、その後の測定頻度は変更されないものとする。

[0104] これにより、送信部120の2次電池224の残量は減少するが、センサ部1010の2次電池1011の残量は増加することとなる。つまり、センサ部1010内の2次電池1011は、センサ部1010の交換周期内における測定頻度に依存しない容量とすることができる。

[0105] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る体液成分測定システム1000では、センサ部1010と送信部120との間におけるICタグ起動用の電力の供給、2次電池充電用の電力の供給及び測定信号の送信を、ICタグ116とICタグ送受信モジュール122とを用いて行う構成とし、更に、センサ部1010に測定用の電源として2次電池を内蔵させる構成とした。

[0106] これにより、上記第1の実施形態と同様の効果を得ることが可能となるとともに、成分測定部を安定して動作させることが可能となった。更に、センサ部における電力切れの問題を解消することが可能となった。

[0107] なお、本実施形態では、先に生体成分の測定および測定信号の送信を行った後、2次電池を充電するように構成されているが、先に2次電池の充電を行った後、生体成分の測定および測定信号の送信を行うように構成してもよい。これにより、測定等の直前に充電されるので確実に電力を測定等に供給することができる。

[0108] [第4の実施形態]

上記第 3 の実施形態では、センサ部に充電可能な 2 次電池を内蔵させる構成としたが、本発明はこれに限定されず、センサ部にコンデンサ（キャパシタ）を配し、当該コンデンサに充電する構成としてもよい。

[0109] < 1. 体液成分測定システムの機能構成 >

本実施形態における体液成分測定システムの機能構成は、上記第 1 の実施形態において図 2 を用いて説明した機能構成と同じであるため、ここでは説明を省略する。ただし、図 2 に示す体液成分測定システムのうち、センサ部 110 に配された IC タグ 116 は、更に、コンデンサが内蔵されているものとする。なお、以下、コンデンサが内蔵された IC タグ 116 を備える体液成分測定システムを、体液成分測定システム 1300 として説明する。

[0110] コンデンサが内蔵された IC タグ 116 は、送信部 120 において発信した電磁波により生じた電力により起動するとともに、当該電力をコンデンサに蓄える。そして、コンデンサに蓄えられた電力によって成分測定部 115 が動作するように制御する。

[0111] このように、本実施形態における体液成分測定システム 1300 では、センサ部 110 にコンデンサを内蔵させ、当該コンデンサに蓄えられた電力により成分測定部 115 を動作させる構成とすることで、成分測定部 115 による測定を安定して行うことが可能となる。

[0112] < 2. 測定処理 >

次に、体液成分測定システム 1300 における測定処理（第 1 の実施形態におけるステップ S305）の詳細について説明する。図 13A、図 13B は、体液成分測定システム 1300 における測定処理（ステップ S305）の詳細な流れを示すフローチャートである。

[0113] なお、ステップ S511 からステップ S512 までの処理は、第 1 の実施形態に係る図 5 のステップ S511 からステップ S512 までの処理と同じであるため、説明は省略する。

[0114] ステップ S1313 において IC タグ送受信モジュール 122 が駆動し電磁波を発信することにより、ステップ S1301 では IC タグ 116 におい

て電力が発生する。これにより、ステップS 1 3 0 2では、I Cタグ1 1 6が起動し、ステップS 1 3 0 3では、発生した電力の一部が、コンデンサに充電される。更に、ステップS 1 3 0 4では、コンデンサに充電された充電量を、送信部1 2 0に送信する。

[0115] センサ部1 1 0より送信されたコンデンサ充電量に基づいて、送信部1 2 0では、ステップS 1 3 1 4において、当該コンデンサ充電量が所定値以下であるか否かを判定する。ステップS 1 3 1 4において、所定値以下であると判定された場合には、ステップS 1 3 1 3に戻り、コンデンサ充電量が所定値を超えるまで上記処理を繰り返す。一方、ステップS 1 3 1 4において、所定値以下でないと判定された場合には、ステップS 5 1 3に進む。

[0116] ステップS 5 1 3からステップS 5 1 6までの処理は、第1の実施形態に係る図5のステップS 5 1 3からステップS 5 1 6までの処理と同じであるため、説明は省略する。

[0117] ステップS 5 1 3においてI Cタグ送受信モジュール1 2 2が駆動し電磁波を発信することにより、ステップS 5 0 1ではI Cタグ1 1 6において電力が発生する。ステップS 5 0 2では、I Cタグ1 1 6が起動し、ステップS 1 3 0 5では、コンデンサから成分測定部1 1 5への電力の供給が開始され、成分測定部1 1 5が起動する。

[0118] ステップS 5 0 3からステップS 5 0 5までの処理は、図5のステップS 5 0 3からステップS 5 0 5までの処理と同じであるため、ここでは説明は省略する。

[0119] ステップ1 3 0 6では、I Cタグ1 1 6が、コンデンサから成分測定部1 1 5への電力の供給を終了するよう制御する。これにより、コンデンサから成分測定部1 1 5への電力の供給が終了する。

[0120] < 3. 送信部の電磁波発信タイミング及び2次電池の残量の推移、センサ部のコンデンサの残量の推移>

次に、体液成分測定システム1 3 0 0の測定処理時の、送信部1 2 0の電磁波発信タイミング及び2次電池2 2 4の残量の推移及びセンサ部1 1 0の

コンデンサの残量の推移について説明する。図 1 4 は、体液成分測定システム 1 3 0 0 の測定処理時の、送信部 1 2 0 の電磁波発信タイミング及び 2 次電池 2 2 4 の残量の推移及びセンサ部 1 1 0 のコンデンサの残量の推移を示す模式図である。

[0121] 図 1 4 に示すように、測定処理が開始されると、所定周期 6 0 0 ごとに 2 回続けて I C タグ送受信モジュール 1 2 2 が電磁波を発信し、それぞれ I C タグ 1 1 6 が起動する。この結果、2 次電池 2 2 4 の残量は、所定周期 6 0 0 ごとに減少していく。また、1 回目の I C タグ 1 1 6 の起動に伴って、コンデンサが充電されるとともに、2 回目の I C タグ 1 1 6 の駆動に伴って、コンデンサから成分測定部 1 1 5 への電力の供給が開始され、測定が行われる。これによりコンデンサの残量が減り、測定が完了した後は、自然放電によって、徐々に残量が減っていく。

[0122] ここで、複数回の測定が実行された後、例えば、被検者がシャワーを浴びたりお風呂に入ったりするために、送信部 1 2 0 を一時的にセンサ部 1 1 0 から取り外し、充電を行ったとする（タイミング 6 0 1）。

[0123] これにより、2 次電池 2 2 4 の残量は増加していき、タイミング 6 0 2 では充電が完了することとなる。その後、被検者が再び送信部 1 2 0 をセンサ部 1 1 0 に取り付け、電源を ON にすると、測定処理が再開され、再び、所定周期 6 0 0 ごとに 2 回続けて I C タグ送受信モジュール 1 2 2 が電磁波を発信し、それぞれ I C タグ 1 1 6 が起動する。この結果、2 次電池 2 2 4 の残量は、所定周期 6 0 0 ごとに減少していく。一方、コンデンサは所定周期 6 0 0 ごとに充電と放電とが繰り返される。

[0124] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る体液成分測定システム 1 3 0 0 では、センサ部 1 1 0 と送信部 1 2 0 との間における I C タグ起動用の電力の供給、コンデンサ充電用の電力の供給及び測定信号の送信を、I C タグ 1 1 6 と I C タグ送受信モジュール 1 2 2 とを用いて行う構成とし、更に、センサ部 1 1 0 に測定用の電源としてコンデンサを内蔵させる構成とした。

[0125] これにより、上記第１の実施形態と同様の効果を得ることが可能となるとともに、成分測定部を安定して動作させることが可能となった。更に、センサ部における電力切れを回避することが可能となった。

[0126] [第５の実施形態]

上記第１～第４の実施形態では、SMBGによって予め測定することにより得られた血糖値を表示部１３０を介して入力することで、送信部１２０において校正值データを算出する構成としたが、本発明はこれに限定されない。例えば、SMBGに用いる血糖計にＩＣタグを設け、該血糖計からＩＣタグ送受信モジュール１２２を介して直接送信部１２０に校正用の血糖値を入力する構成としてもよい。

[0127] 図１５は、外部の血糖計（不図示）から校正用の血糖値を送信部１５２０で直接受け取る体液成分測定システム１５００の機能構成を示す図である。図１５に示すように、血糖値を算出する際に、外部の血糖計から直接ＩＣ送受信モジュール１２２に血糖値が送信される構成とすることで、表示部１５３０を介して校正值データを算出するための情報を送信する必要がなくなるため、表示部１５３０では送受信モジュールの代わりに受信モジュール１５３１が配されることとなる。

[0128] 同様に、表示部１５３０から校正值データを算出するための情報を受信する必要がなくなるため、送信部１５２０では、送受信モジュールの代わりに送信モジュール１５２３が配されることとなる。この結果、より簡素なシステムを構築することが可能となる。

[0129] 以上、図１～１５に基づいて第１～第５の実施形態を説明したが、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではない。例えば、上記第１～第４の実施形態では、ＩＣタグ１１６とＩＣタグ送受信モジュール１２２間の電力およびデータの伝達方式として、電磁波方式を用いる場合について説明したが、本発明はこれに限定されず、電磁誘導による方式を用いてもよい。また、タグの種類として、受動タグを用いる場合について説明したが、他の種類のタグを用いてもよい。つまり、本発明は、ＲＦＩＤタグとして使用される

、近接または近傍界の通信方式であれば、いずれの通信方式を用いてもよい。

[0130] また、上記第１乃至第３の実施形態では、ＩＣタグ１１６とＩＣタグ送受信モジュール１２２との間の通信として、ＩＣタグ１１６とＩＣタグ送受信モジュール１２２間の空間を介して行われる通信を用いた場合について説明したが、本発明はこれに限定されず、ＩＣタグ１１６とＩＣタグ送受信モジュール間の人体を介して通信を行う構成としてもよい（つまり、人体通信を行うように構成してもよい）。

[0131] また、上記第１～第５の実施形態では、血糖値の測定方法として蛍光強度を測定する蛍光センサを用いる場合について説明したが、本発明はこれに限定されず、他の測定方法（例えばＧＯＤセンサ）を用いるようにしてもよい。

[0132] また、上記第１～第５の実施形態では、特に、間質液を測定対象とし、当該間質液に含まれるグルコース量を基に血糖値を算出することとしたが、本発明はこれに限定されず、周知の測定方法で測定し、濃度の算出が可能な体液成分であればどのような体液成分であってもよい。

[0133] 例えば、高血圧の患者の場合、塩分やコレステロールのような体液成分をモニタリングする必要がある、それらの濃度を算出するように構成してもよい。あるいは、血液に含まれるミネラル、タンパク質、脂質など、様々な成分の濃度を算出するように構成してもよい。

[0134] [第６の実施形態]

上記第１～第５の実施形態では、センサ部１１０の底面中央部に成分測定部１１５に接続された針１１４を設け、底面に略垂直な方向に穿刺する構成としたが、本発明はこれに限定されず、例えば、斜めに穿刺するよう構成するとともに、針は着脱可能に構成してもよい。

[0135] 図１６は、本実施形態におけるセンサ部１６００（被検体に対して斜めに穿刺可能なセンサ部）の外観構成及びその穿刺状態を示す図である。このうち、（Ａ－１）はセンサ部１６００の側面図であり、（Ａ－２）は導入針１

614が取り付けられた状態のセンサ部1600の平面図であり、(A-3)は導入針1614が取り外された状態のセンサ部1600の平面図である。

[0136] (A-3)に示すように、センサ部1600には、本体部111の側面端部からセンサ部1600の底面に略平行に延びる穿刺部1619が設けられており、穿刺部1619の先端には成分測定部115が取り付けられている。なお、本体部111と穿刺部1619は一部材からなり、可撓性を有する。

[0137] また、本体部111の内部には、アンテナ112とICチップ113と不図示のA/D変換回路とを備えるICタグ116が設けられており、送信部120において発信した電磁波により生じた電力を電源として動作し、成分測定部115による測定を制御するとともに、測定結果をICチップ113のメモリ内に記憶したり、送信部120に送信したりするよう構成されている。

[0138] 更に、(A-2)に示すように、本体部111の側面、成分測定部115及び穿刺部1619には、導入針1614が着脱可能に取り付けられている。本実施形態におけるセンサ部1600は、導入針1614が被検者の皮膚に穿刺されることで、導入針1614の内部に配された成分測定部115及び穿刺部1619が被検者の皮下に導かれる。これにより、成分測定部115は体液と接触することとなる。

[0139] また、(A-1)に示すように、成分測定部115及び穿刺部1619を覆うように取り付けられた導入針1614には、切り欠き部1618が全長にわたって設けられている。このため、導入針1614は、被検体の皮膚に穿刺されることで、成分測定部115を被検者の皮下に導いた後、取り外すことができる。

[0140] (B-1)は導入針1614により被検者の皮膚に、成分測定部115が穿刺された様子を示している。(B-1)に示すように、導入針1614が被検者の皮膚に斜めに穿刺されることで、成分測定部115は皮下に導かれ

る。

[0141] 上述したように、導入針 1614 には切り欠き部 1618 が設けられているため、被検体の皮膚に穿刺された状態で、導入針 1614 を矢印方向に引き抜くことで、導入針 1614 のみを取り外すことができる。

[0142] (B-2) は、被検体の皮膚に穿刺された後に、導入針 1614 のみを取り外した様子を示す図である。なお、本体部 111 および穿刺部 1619 は、ポリイミド等の樹脂により形成されている。穿刺部 1619 は、導入針 1614 を取り外した後、皮膚に挿入されていない部分を中心に湾曲するように折れ曲がり、本体部 111 はその下面に設けられた接着剤（不図示）によって被検体の皮膚に沿って貼り付けられることとなる。なお、ICチップ 113 や A/D 変換回路（不図示）は厚みを有するため、導入針 1614 が通過する部分を避けて配置されている。

[0143] このように、上記第 1～第 5 の実施形態に示す体液成分測定システムは、図 16 に示すセンサ部（斜めに穿刺され、針が着脱可能に構成されたセンサ部）を用いて構成することが可能である。

[0144] [第 7 の実施形態]

上記第 6 の実施形態では、穿刺部が本体部の側面端部から延びる構成としたが、本発明はこれに限定されず、穿刺部が本体部の側面中央部から延びる構成であってもよい。

[0145] 図 17 は、本実施形態におけるセンサ部 1700（被検体に対して斜めに穿刺可能なセンサ部）の外観構成及びその穿刺状態を示す図である。このうち、(A-1) はセンサ部 1700 の側面図であり、(A-2) は導入針 1714 が取り付けられた状態のセンサ部 1700 の平面図であり、(A-3) は導入針 1714 が取り外された状態のセンサ部 1700 の平面図である。

[0146] (A-3) に示すように、センサ部 1700 には、本体部 111 の側面中央からセンサ部 1700 の底面に略平行に延びる穿刺部 1719 が設けられており、穿刺部 1719 の先端には成分測定部 115 が取り付けられている。

。本体部 111 と穿刺部 1719 は一部材からなり、可撓性を有する。

[0147] また、本体部 111 の内部には、アンテナ 112 と IC チップ 113 と不図示の A/D 変換回路とを備える IC タグ 116 が設けられており、送信部 120 において発信した電磁波により生じた電力を電源として動作し、成分測定部 115 による測定を制御するとともに、測定結果を IC チップ 113 のメモリ内に記憶したり、送信部 120 に送信したりするよう構成されている。

[0148] 更に、(A-2) に示すように、成分測定部 115 及び穿刺部 1719 には、導入針 1714 が着脱可能に取り付けられている。本実施形態におけるセンサ部 1700 は、導入針 1714 が被検者の皮膚に穿刺されることで、導入針 1714 の内部に配された成分測定部 115 及び穿刺部 1719 が被検者の皮下に導かれる。これにより、成分測定部 115 は体液と接触することとなる。

[0149] また、(A-1) に示すように、成分測定部 115 及び穿刺部 1719 を覆うように取り付けられた導入針 1714 には、切り欠き部 1718 が全長にわたって設けられている。このため、導入針 1714 は、被検体の皮膚に穿刺されることで、成分測定部 115 を被検者の皮下に導いた後、つまみ部 1714A を引っ張ることで取り外すことができる。

[0150] (B-1) は導入針 1714 により被検者の皮膚に、成分測定部 115 が穿刺された様子を示している。(B-1) に示すように、導入針 1714 が被検者の皮膚に斜めに穿刺されることで、成分測定部 115 は皮下に導かれる。

[0151] なお、本体部 111 および穿刺部 1719 は、ポリイミド等の樹脂により形成されており、導入針 1714 が被検体の皮膚に斜めに穿刺された後、穿刺部 1719 は皮膚に挿入されていない部分を中心に湾曲するように折れ曲がり、本体部 111 はその下面に設けられた接着剤（不図示）によって被検体の皮膚に沿って貼り付けられる。その後、導入針 1714 が皮膚から引き抜かれて、センサ部 1700 の載置が完了する。

- [0152] 上述したように、導入針 1714 には切り欠き部 1718 が設けられているため、被検体の皮膚に穿刺された状態で、つまみ部 1714A を引っ張り、導入針 1714 を矢印方向に引き抜くことで、導入針 1714 のみを取り外すことができる。
- [0153] (B-2) は、被検体の皮膚に穿刺された後に、導入針 1714 のみを取り外した様子を示す図である。
- [0154] このように、上記第 1 ～ 第 6 の実施形態に示す体液成分測定システムは、図 17 に示すセンサ部（斜めに穿刺され、針が着脱可能に構成されたセンサ部）を用いて構成することが可能である。
- [0155] 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。
- [0156] 本願は、2010 年 3 月 31 日提出の日本国特許出願特願 2010-081406 を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

[請求項1] 被検者の皮膚に留置され、該被検者の体液に導通されて所定の体液成分を測定するセンサ部と、

前記センサ部が留置される位置とは異なる位置において被検者に着脱可能に取り付けられ、前記センサ部において測定された測定信号または、該測定信号を元に前記体液成分の前記体液と同種または異種の体液中の濃度として算出された算出結果を表示装置に送信する送信部と、を備え、

前記センサ部は前記送信部が発生する電磁波によって電力供給を受けて起動されることで、前記体液成分の測定と、前記測定信号の前記送信部への送信とを行うことを特徴とする体液成分測定システム。

[請求項2] 前記センサ部は I C タグを内蔵しており、

前記送信部が電磁波を発生させた場合、前記センサ部では、前記 I C タグで受け取った前記電磁波から変換された電力を用いて、前記体液成分の測定と、前記測定信号の前記送信部への送信とを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の体液成分測定システム。

[請求項3] 前記センサ部は I C タグと 1 次電池とを内蔵しており、

前記送信部が電磁波を発生させた場合、前記センサ部では、前記 1 次電池により供給される電力を用いて前記体液成分の測定を行い、前記 I C タグで受け取った前記電磁波から変換された電力または前記 1 次電池により供給される電力を用いて、前記測定信号の前記送信部への送信を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の体液成分測定システム。

[請求項4] 前記センサ部は I C タグと、2 次電池またはコンデンサとを内蔵しており、

前記送信部が電磁波を発生させた場合、前記センサ部では、前記 I C タグで受け取った前記電磁波から変換された電力を用いて、前記 2 次電池または前記コンデンサの充電を行い、該 2 次電池または該コン

デンサに充電された電力を用いて前記体液成分の測定を行い、前記 I C タグで受け取った前記電磁波から変換された電力、または、前記 2 次電池または前記コンデンサに充電された電力を用いて、前記測定信号の前記送信部への送信を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の体液成分測定システム。

[請求項5] 前記 I C タグは、前記 2 次電池またはコンデンサの残量を検出し、当該検出結果の前記送信部への送信を行うことを特徴とする請求項 4 に記載の体液成分測定システム。

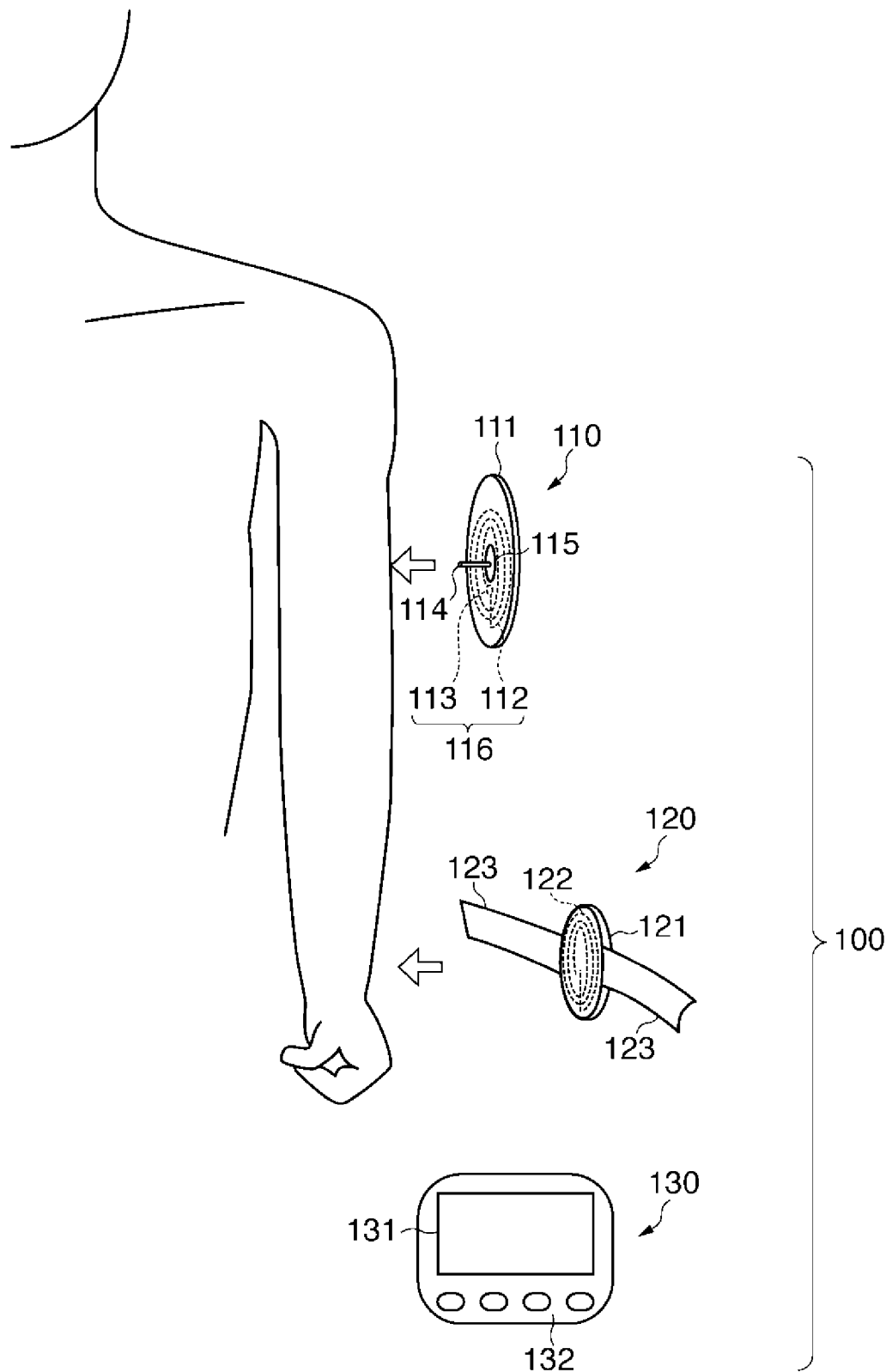
[請求項6] 前記送信部では、前記検出結果に応じて、前記電磁波を発生させる頻度を変更することを特徴とする請求項 5 に記載の体液成分測定システム。

[請求項7] 前記送信部または前記表示装置では、前記センサ部の測定信号を受信した場合に、該測定信号と校正値データを用いることにより前記体液成分の前記体液と同種または異種の体液中の濃度を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の体液成分測定システム。

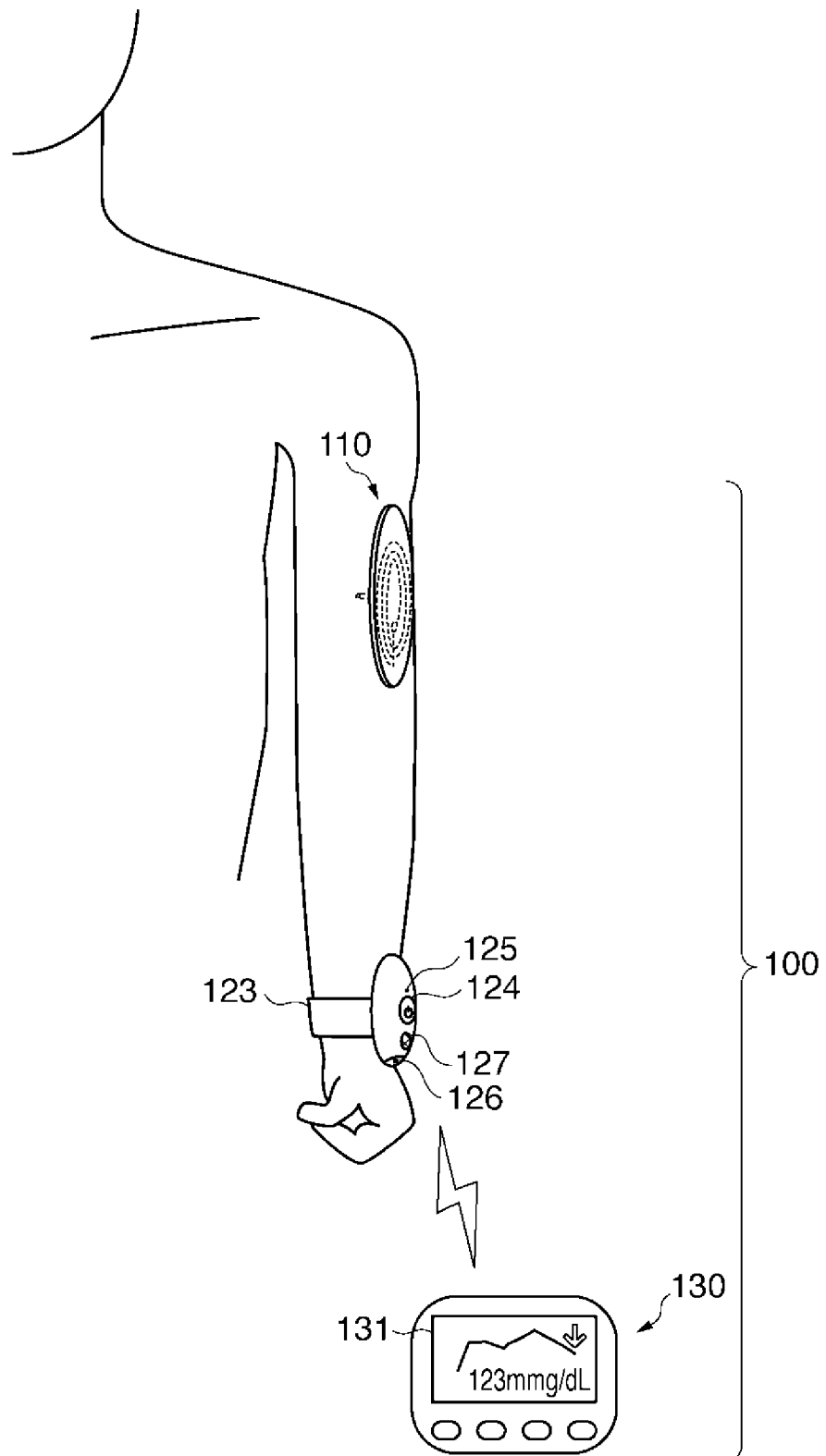
[請求項8] 前記校正値データは、外部機器で測定された前記同種または異種の体液中の前記体液成分の濃度と前記センサ部において測定された測定信号を元に算出されるものであり、該外部機器で測定された前記体液成分の濃度が、該外部機器から前記表示装置に送信されるか、前記表示装置を介して前記送信部に送信されるか、または、前記送信部に直接送信されることを特徴とする請求項 7 に記載の体液成分測定システム。

[請求項9] 前記送信部は、充電可能な 2 次電池により動作するよう構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の体液成分測定システム。

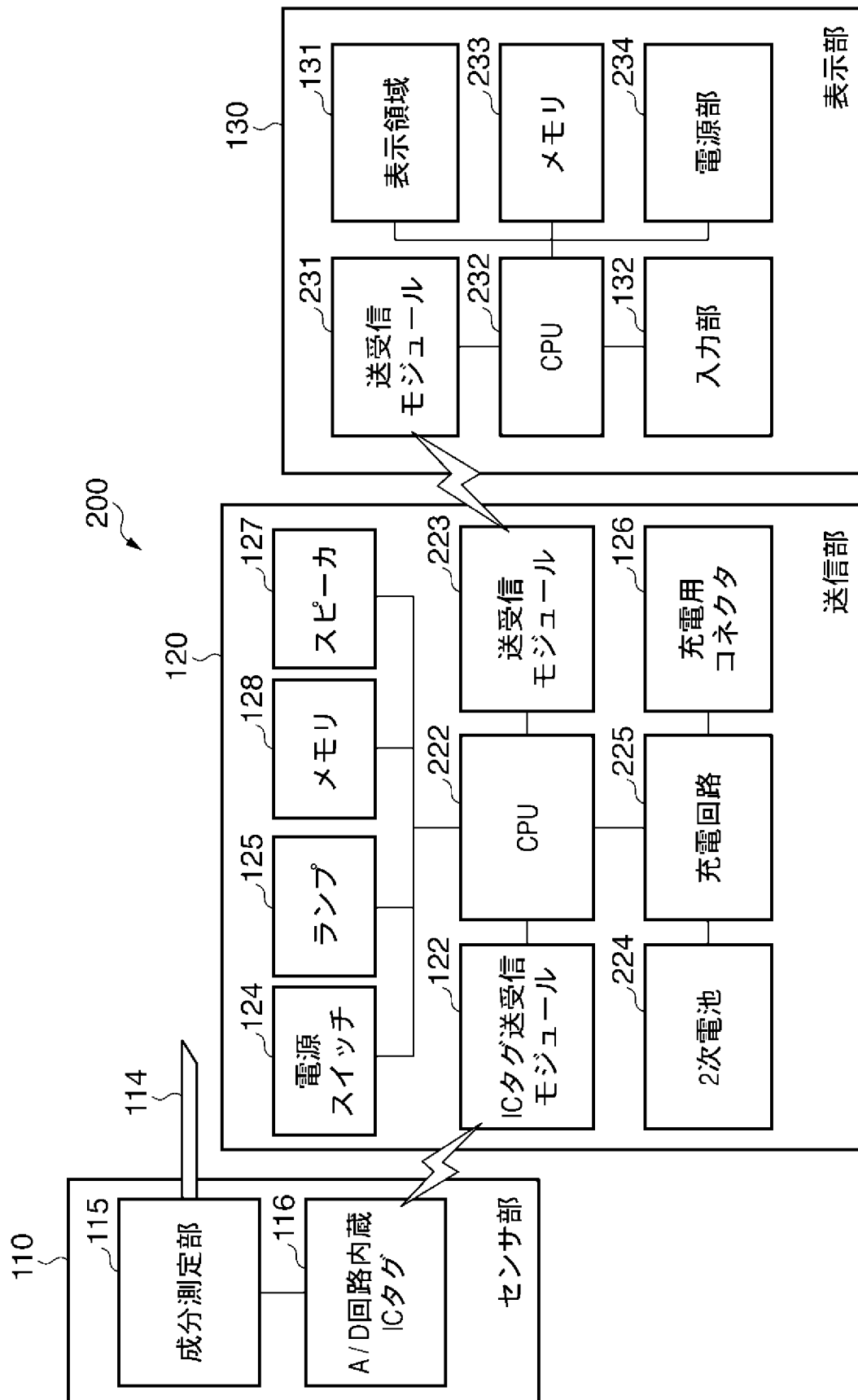
[図1A]



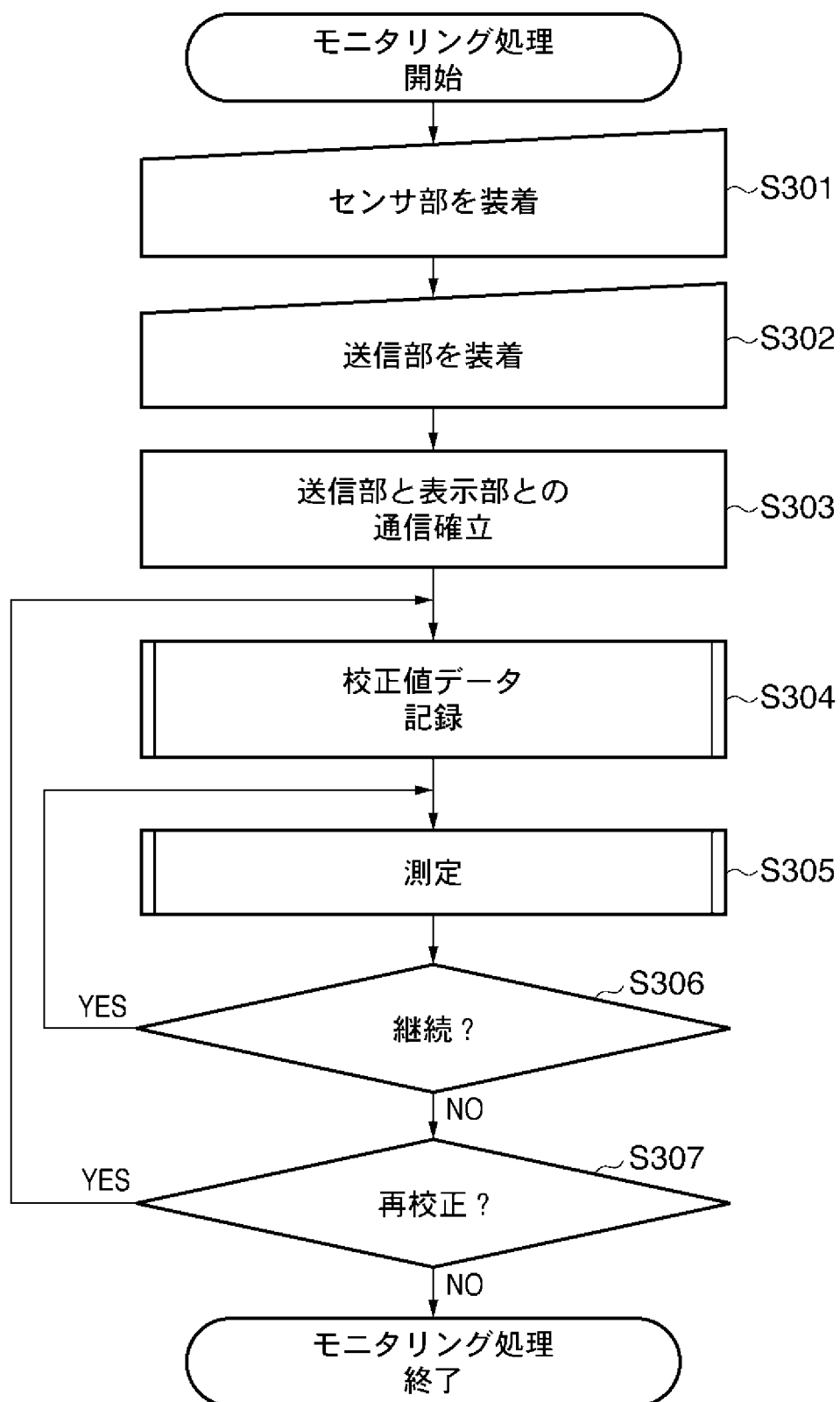
[図1B]



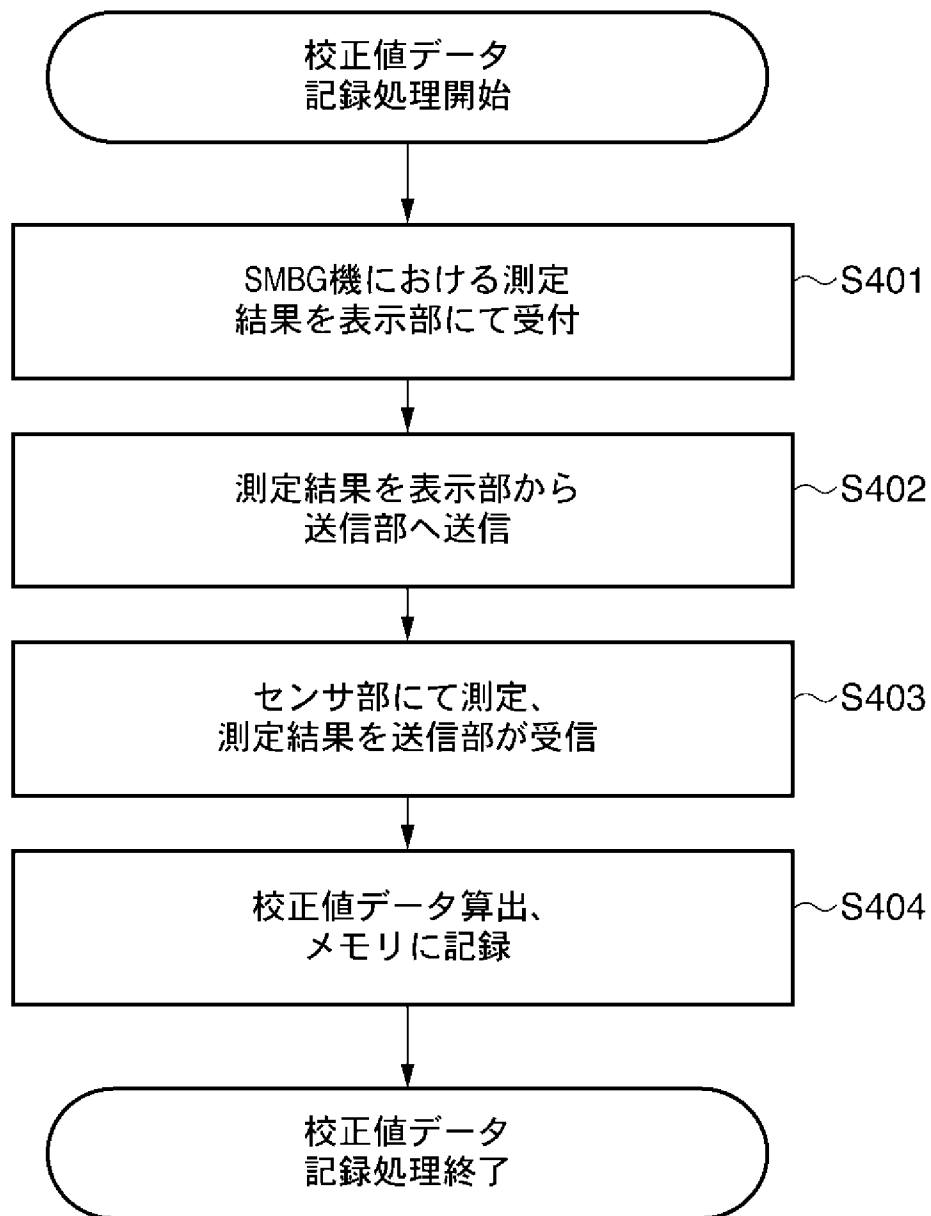
[図2]



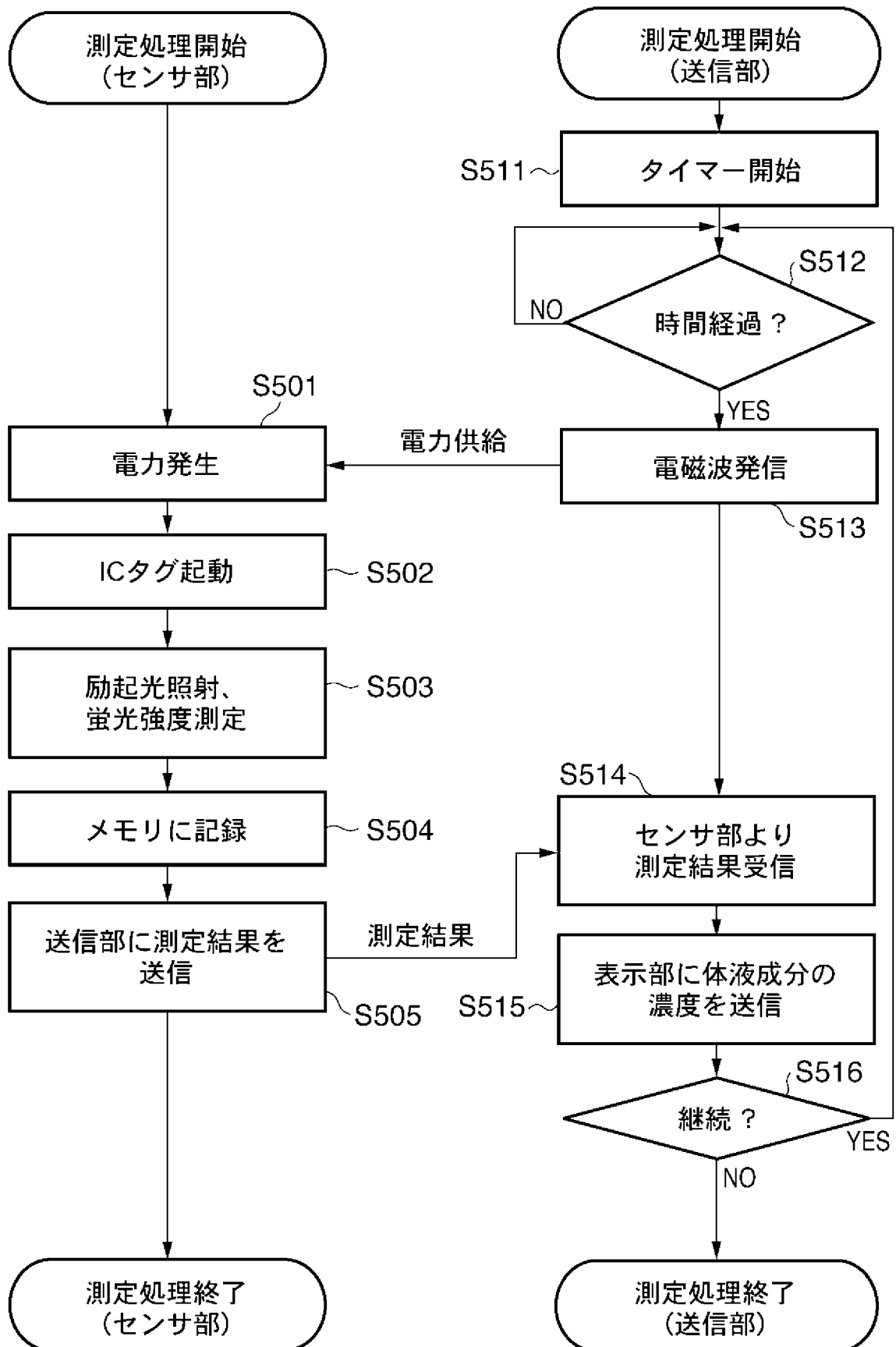
[図3]



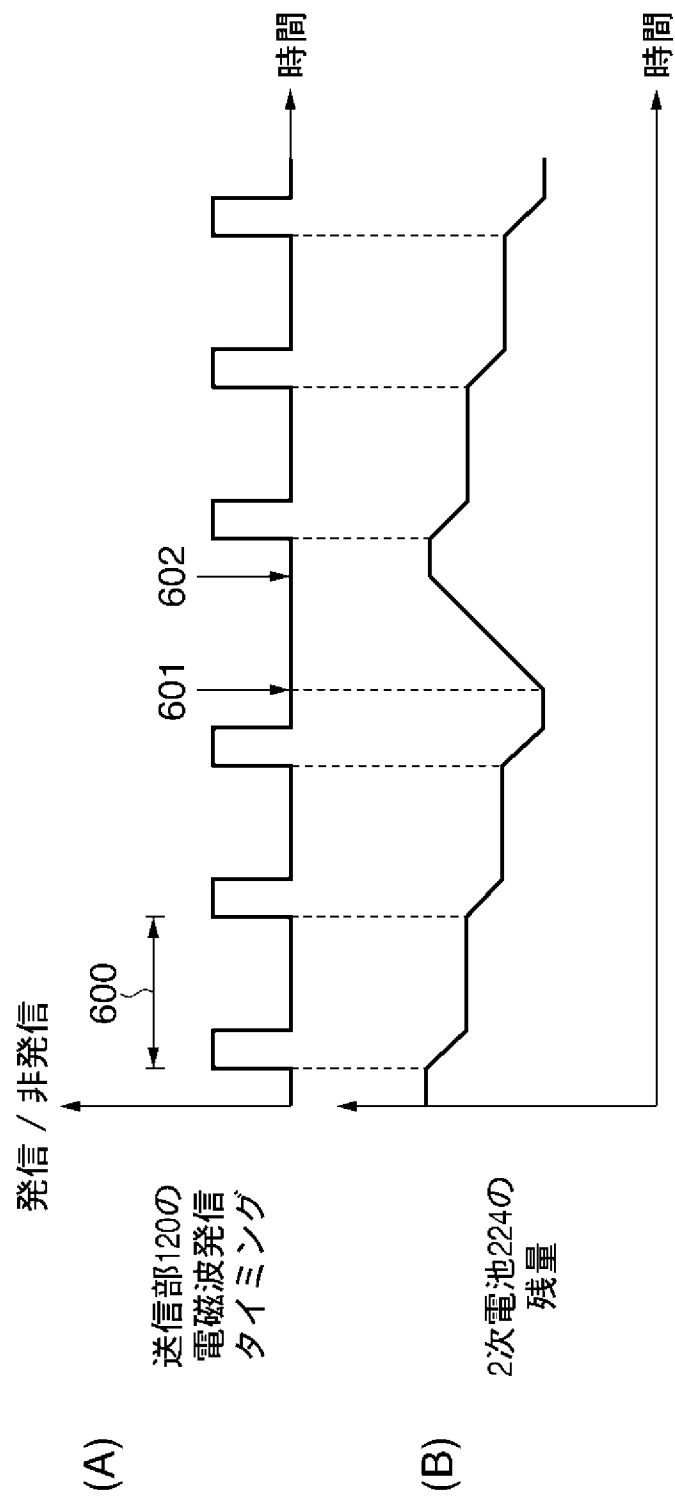
[図4]



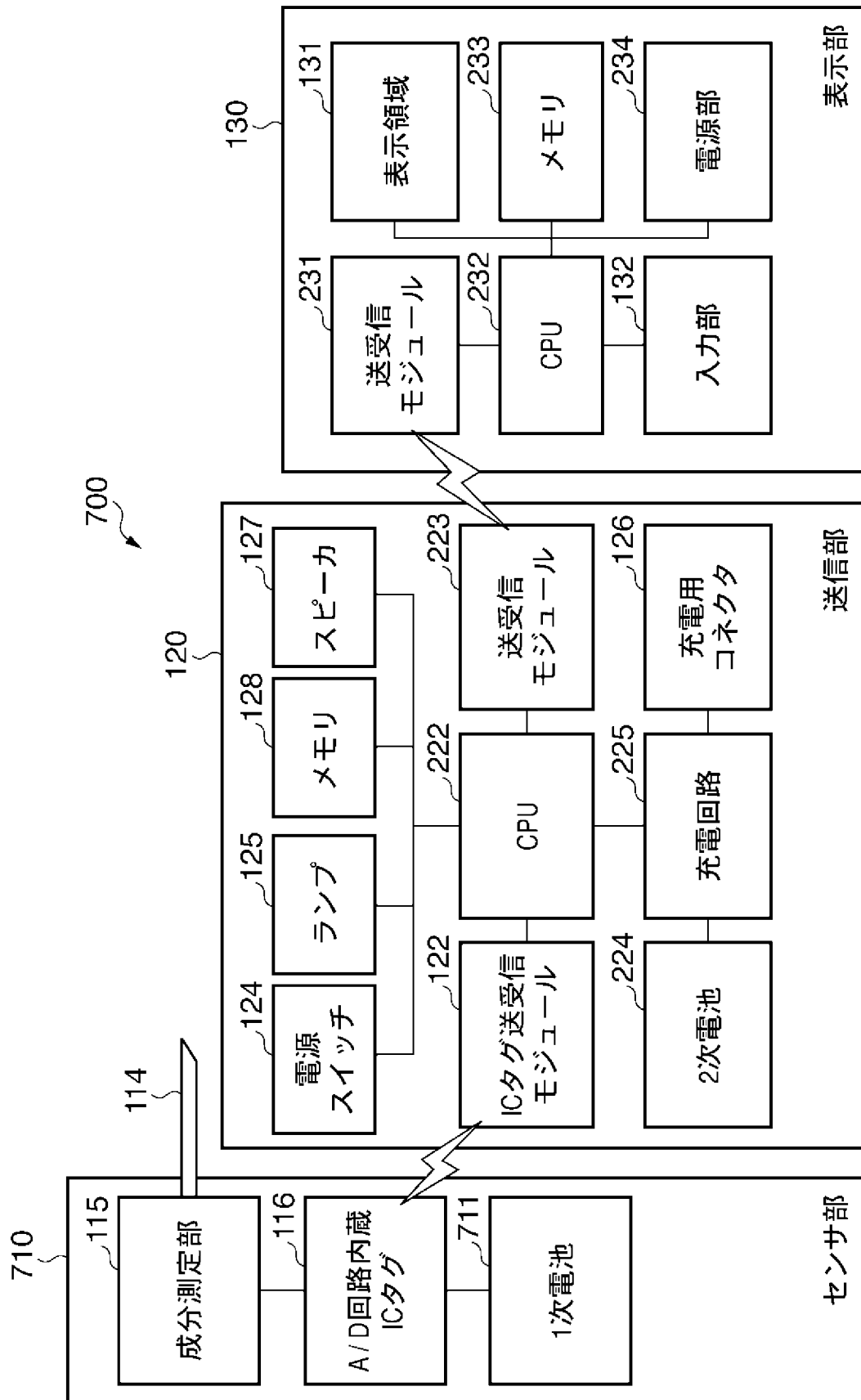
[図5]



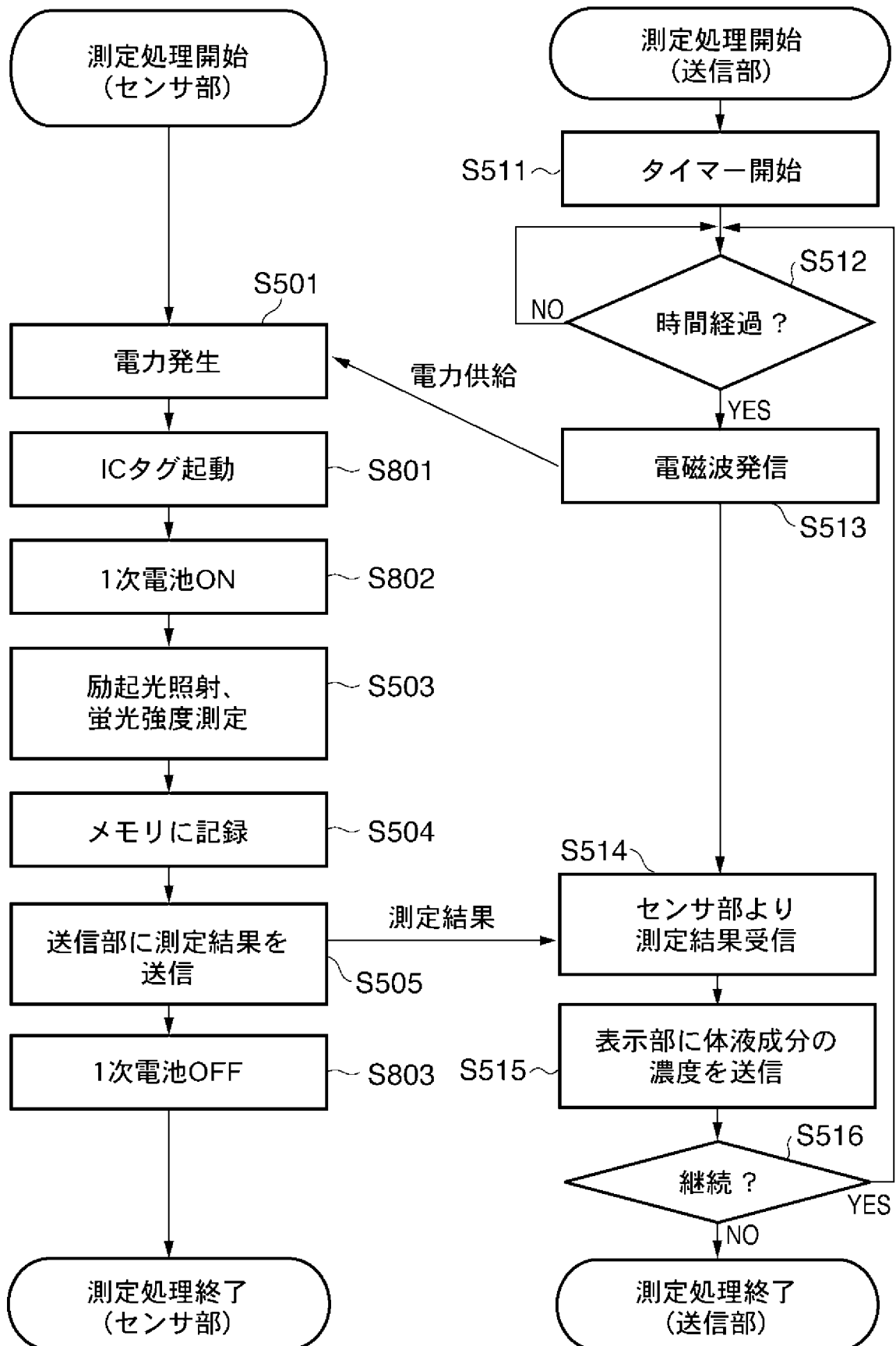
[図6]



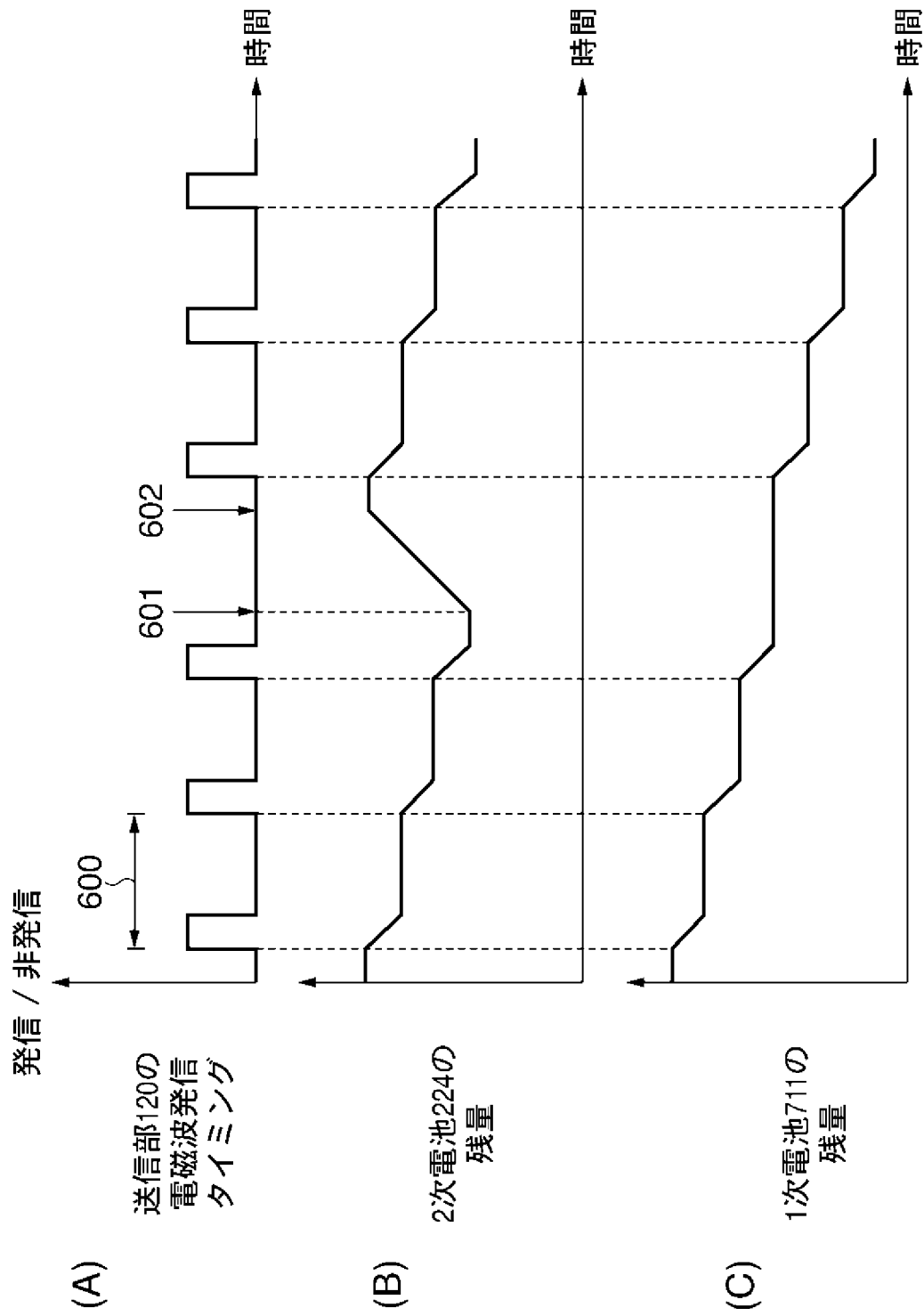
[図7]



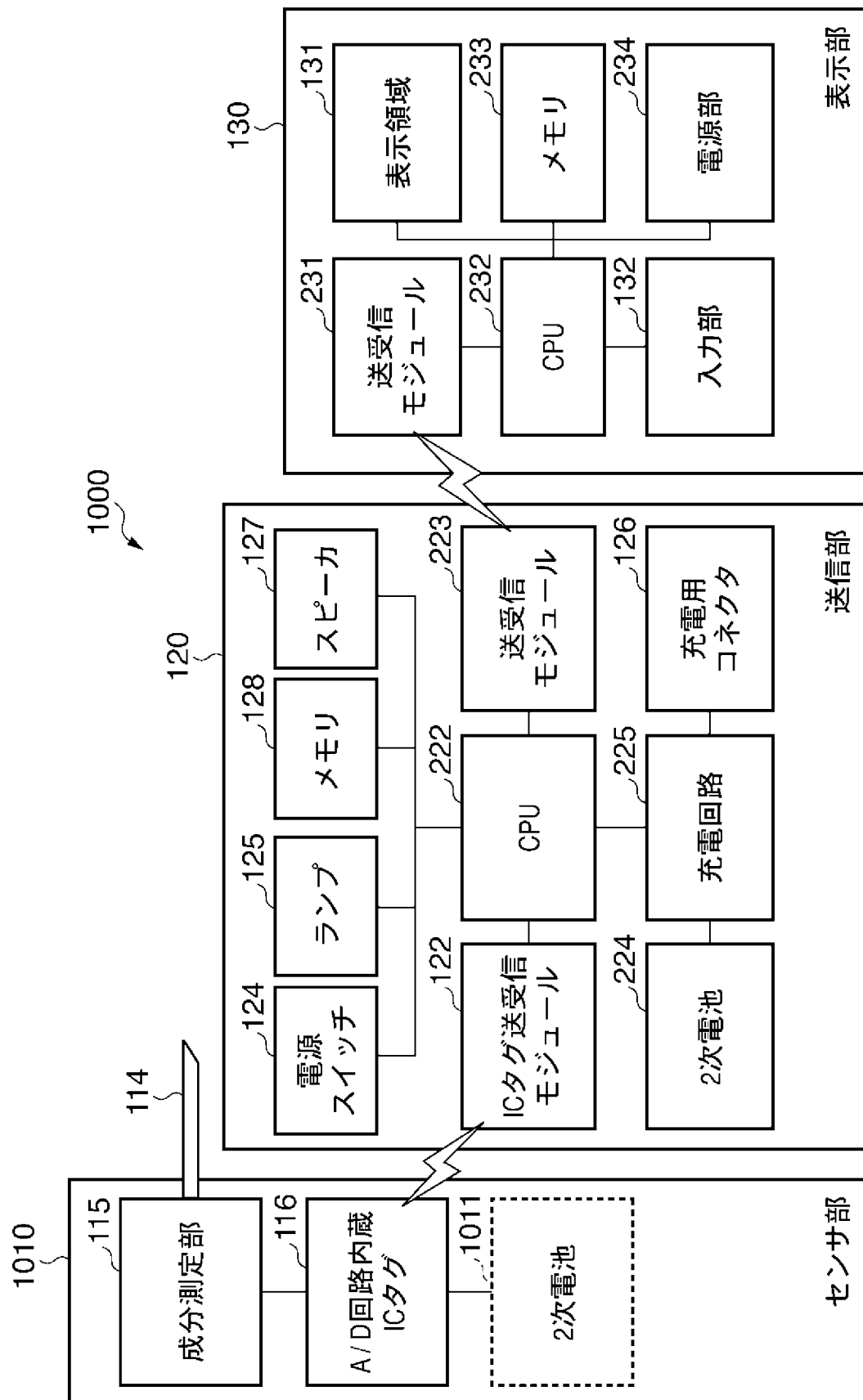
[図8]



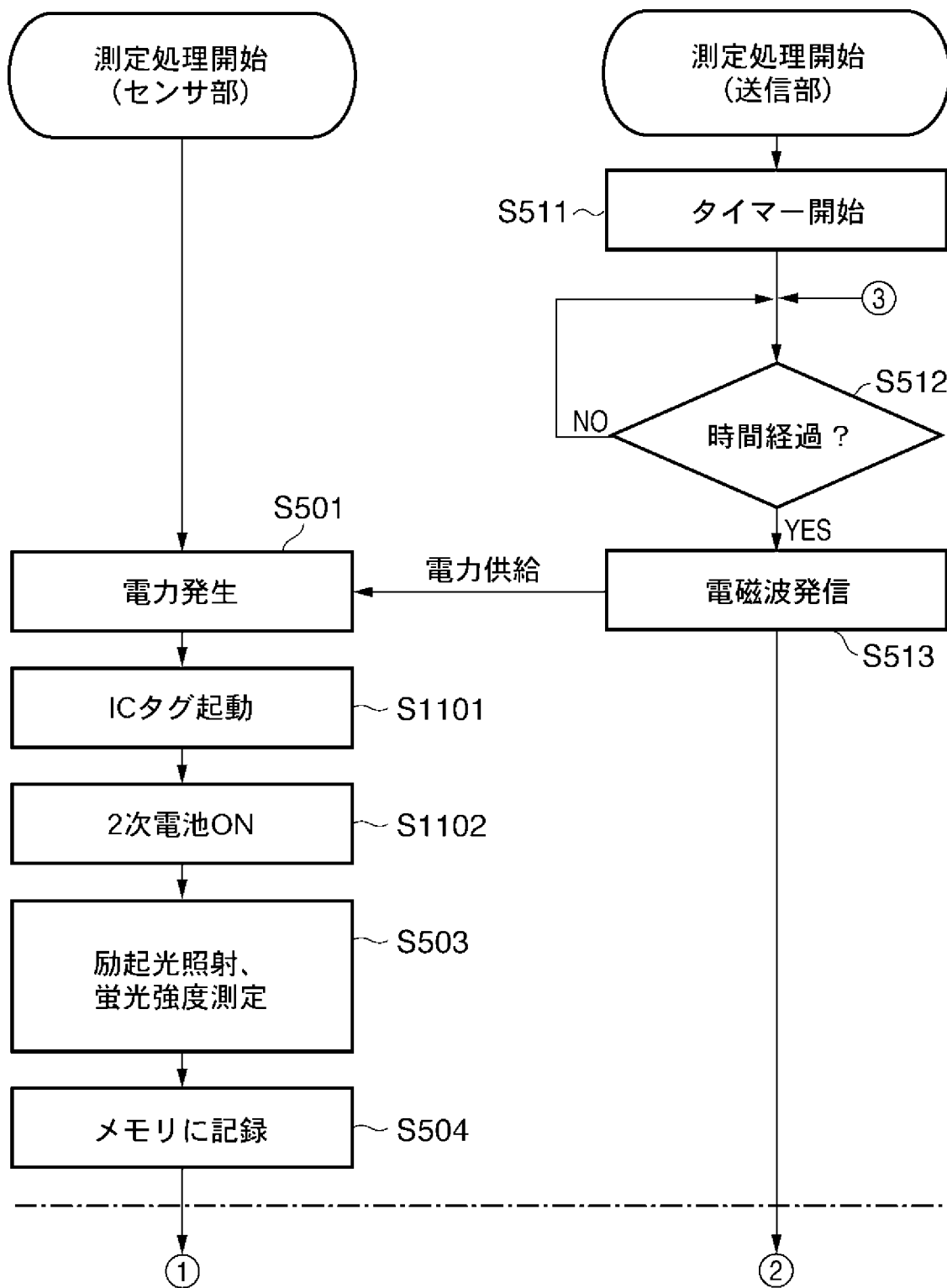
[図9]



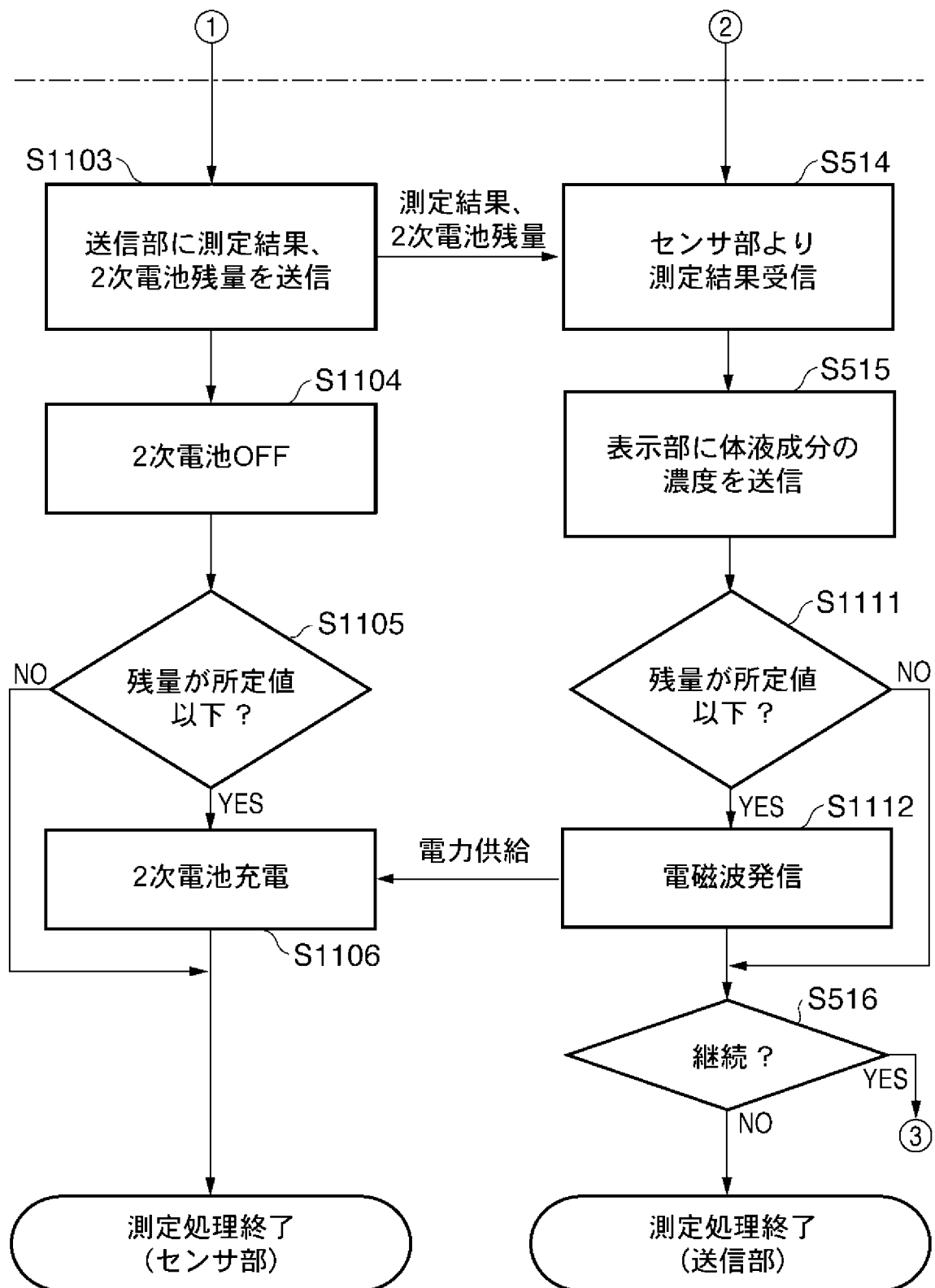
[図10]



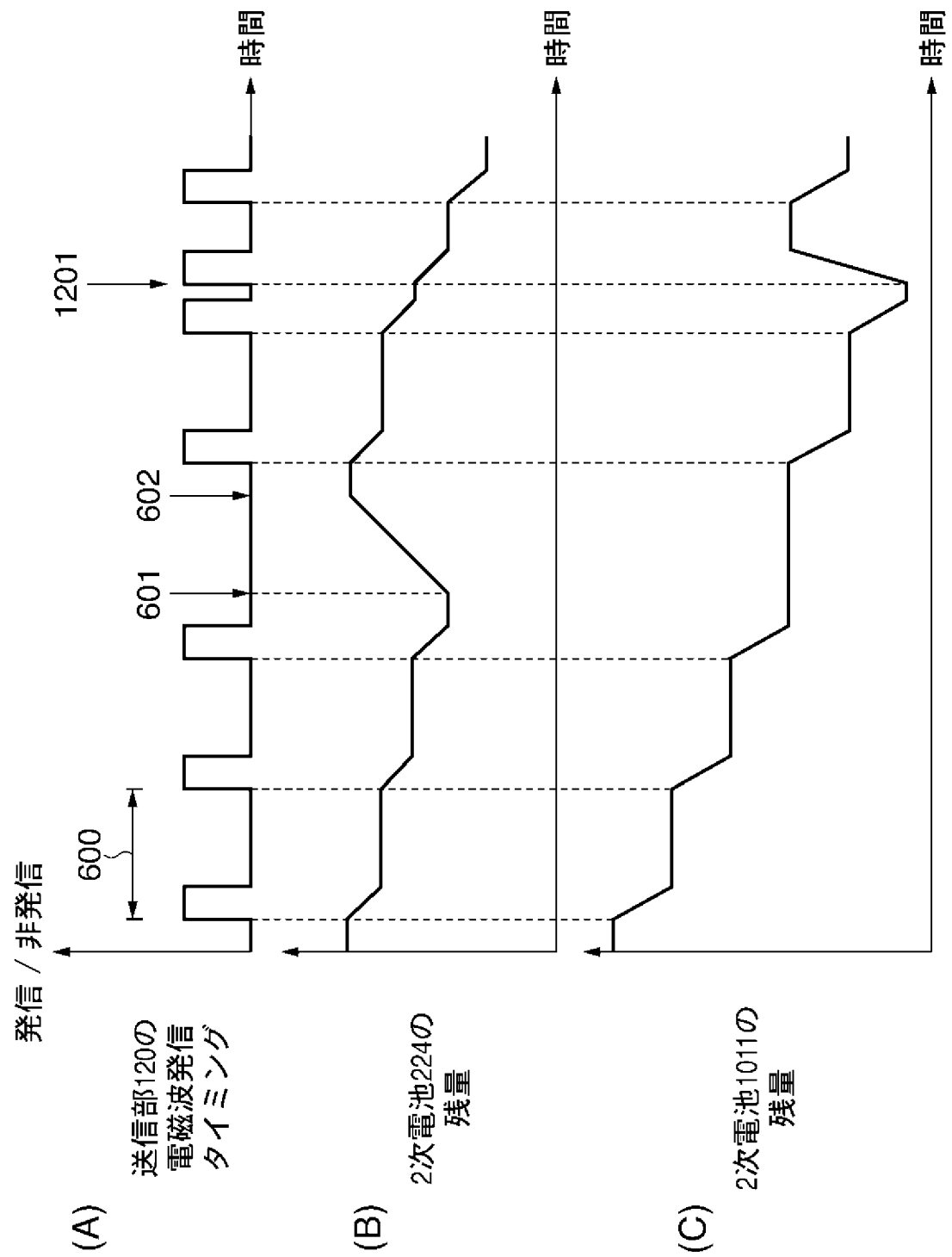
[図11A]



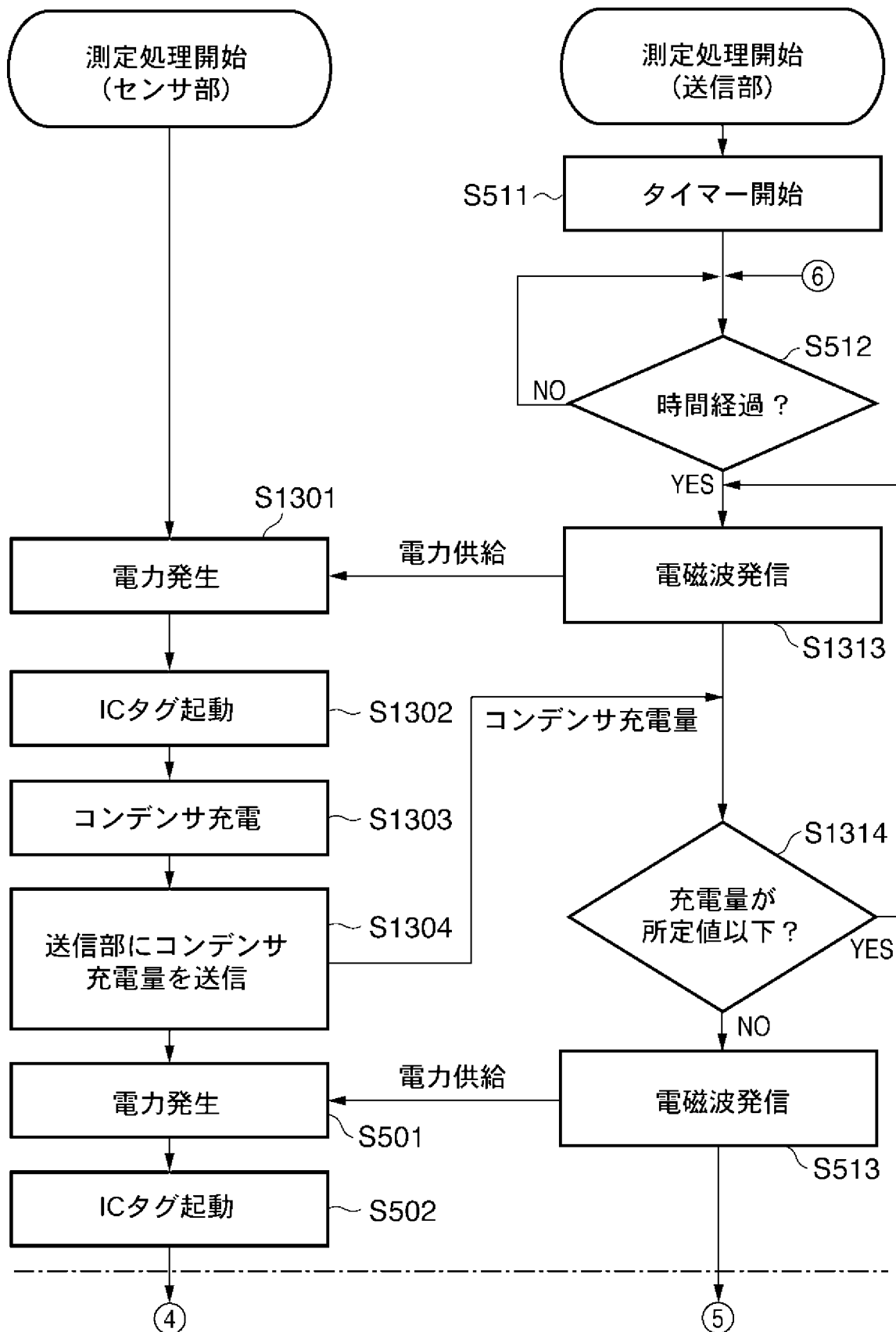
[図11B]



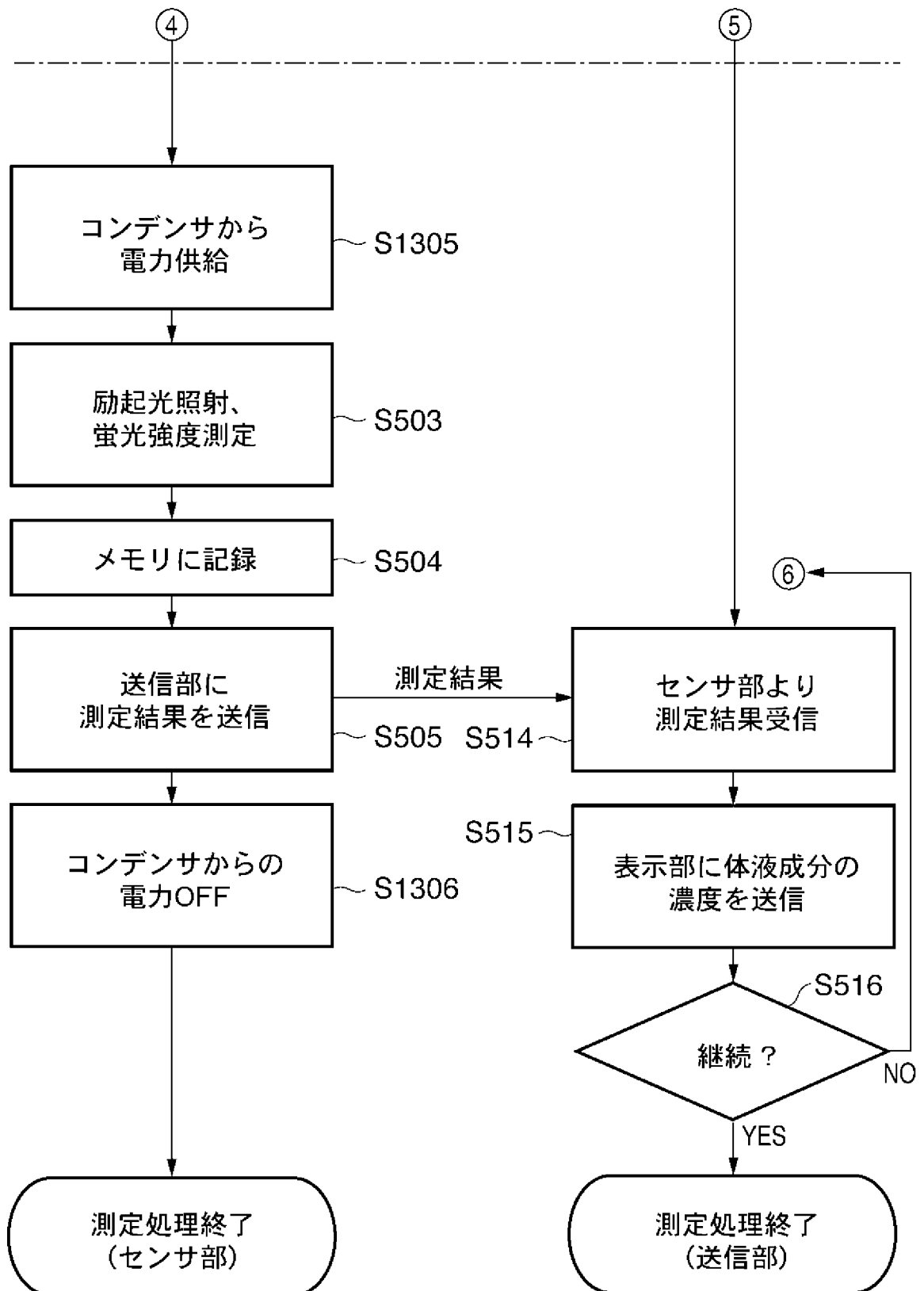
[図12]



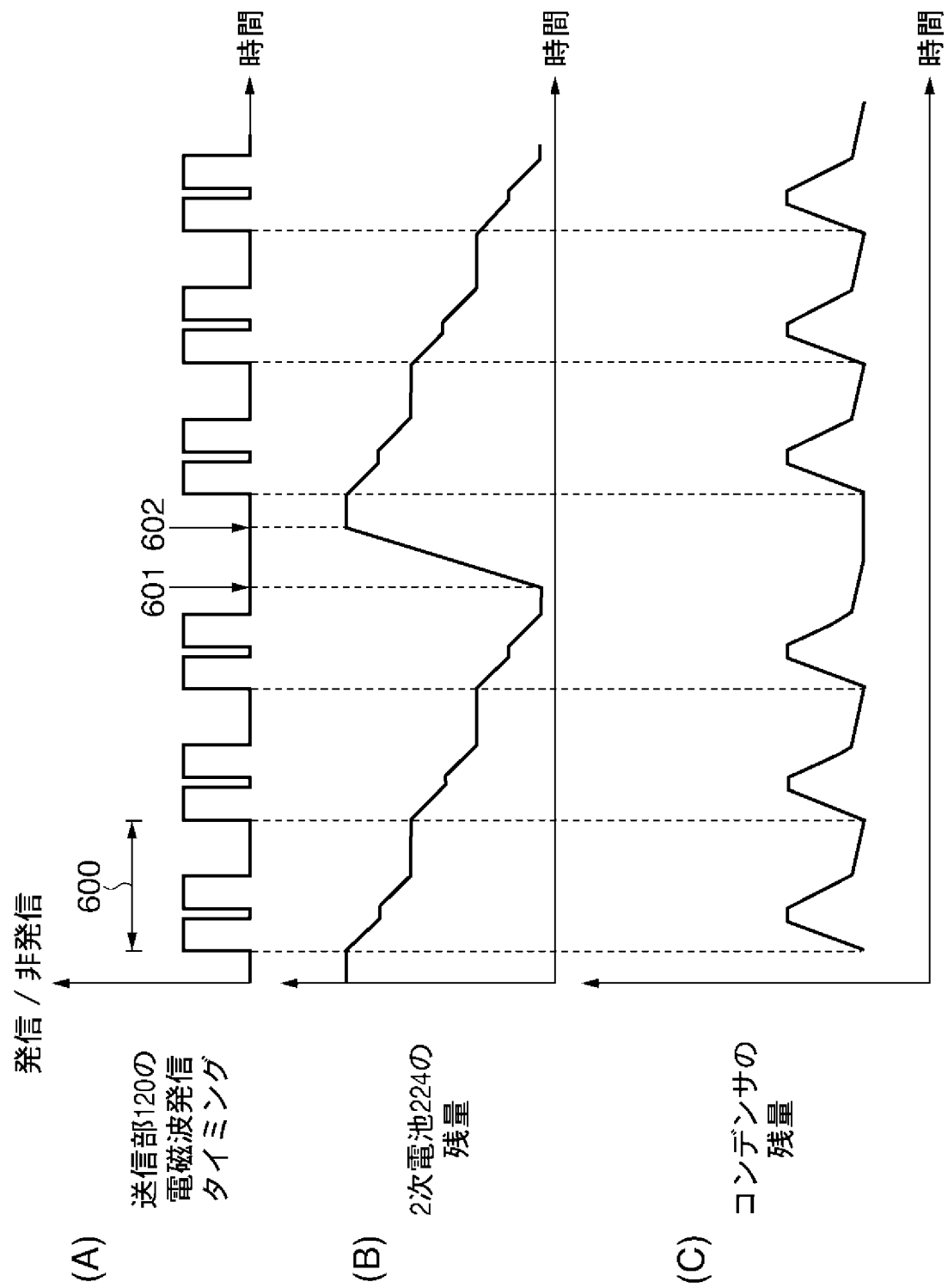
[図13A]



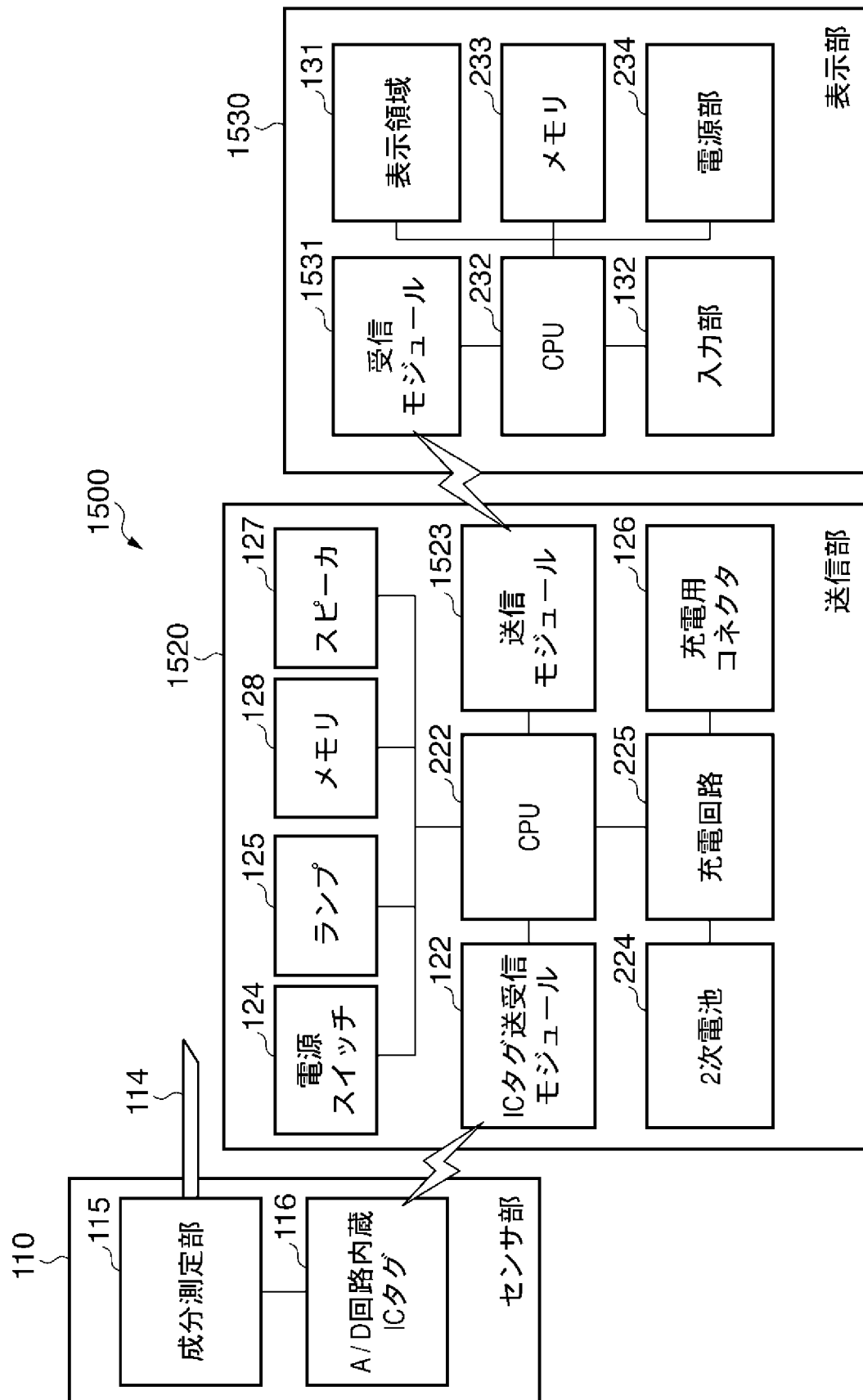
[図13B]



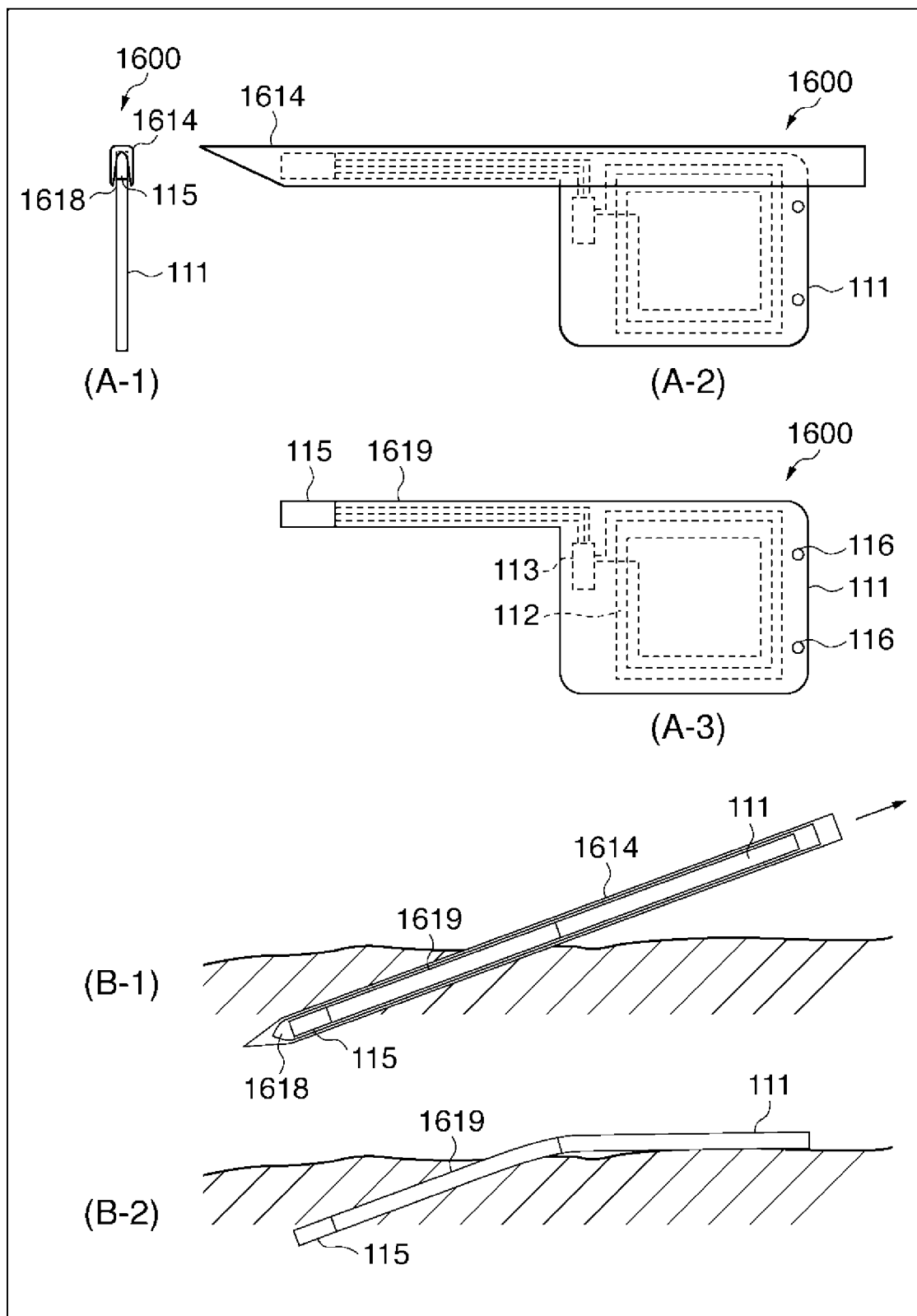
[図14]



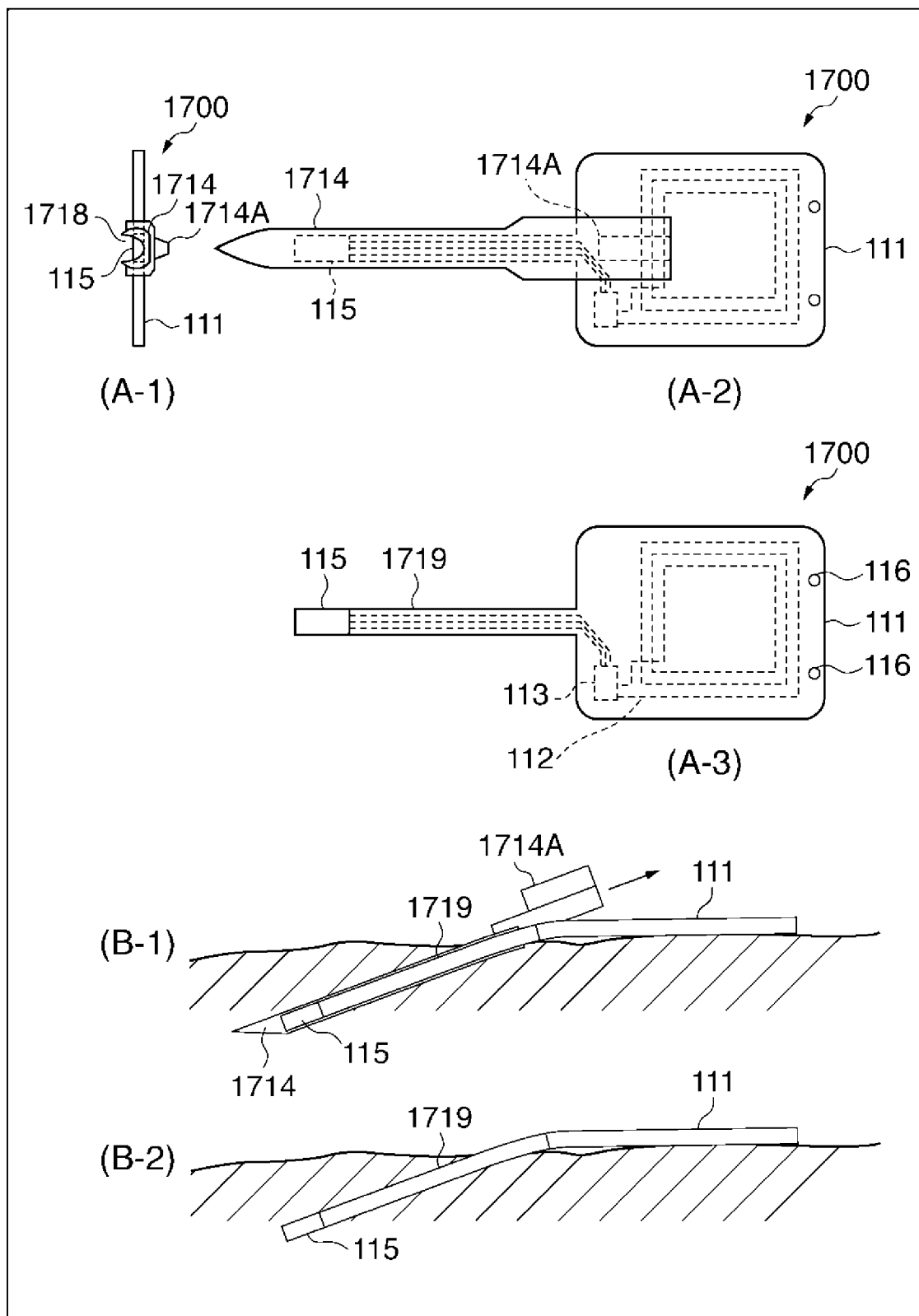
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/001351

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/1459(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/145(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)

A61B5/1459, A61B5/00, A61B5/145

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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 A	JP 2008-538948 A (F. Hoffmann-LA Roche AG.), 13 November 2008 (13.11.2008), paragraphs [0008], [0017], [0019], [0022], [0024] to [0029]; fig. 3 & EP 1890743 A & WO 2006/114297 A1	1-3, 9 4-5, 7-8 6
Y	JP 2008-200110 A (Fukuda Denshi Co., Ltd.), 04 September 2008 (04.09.2008), claims 3 to 4; paragraph [0042] (Family: none)	4-5
Y	JP 2002-526137 A (Medtronic MiniMed, Inc.), 20 August 2002 (20.08.2002), paragraphs [0032], [0035], [0050] & US 2002/0002326 A1 & EP 2229879 A1 & WO 2000/019887 A1	5

☒ 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
27 May, 2011 (27.05.11)

Date of mailing of the international search report
07 June, 2011 (07.06.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/001351

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-508029 A (Medtronic Inc.), 21 March 2008 (21.03.2008), paragraphs [0011], [0032], [0050] & US 2006/0025663 A1 & EP 1788928 A & WO 2006/020212 A2	7-8
A	JP 2004-520898 A (Therasense, Inc.), 15 July 2004 (15.07.2004), entire text; all drawings & US 6560471 B1 & EP 2187555 A1 & WO 2002/058537 A2	1-9
A	JP 2006-015145 A (Lifescan Scotland Ltd.), 19 January 2006 (19.01.2006), entire text; all drawings & US 2006/0001551 A1 & EP 1611838 A1	1-9
A	JP 2002-541883 A (Medtronic MiniMed, Inc.), 10 December 2002 (10.12.2002), entire text; all drawings & US 6424847 B1 & EP 1154718 A & WO 2000/049941 A1	1-9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/001351

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

JP 2008-538948 A (as will be called "document 1"), [0008], [0017], [0019], [0022], [0024]-[0029], and fig. 3 discloses a blood-glucose measurement device system comprising: a medical device 1 (corresponding to the sensor section of the present invention), a control device 2 (or a transmission section) and an external device 13 (or a display device), wherein the control device 2 is mounted near the medical device 1, wherein the data or the like are transferred between the aforementioned individual devices by electromagnetic waves, wherein the medical device 1 starts the measurements of the blood glucose in response to an activation signal sent from the control device 2 and sends the measurement data to the control device 2, (continued to extra sheet)

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

wherein the control device 2 determines the blood-glucose concentration on the basis of the measurement data transmitted from the medical device 1, and sends the data to the external device 13, wherein the medical device 1 has an RFID tag (IC tag) and receives, simultaneously as it is started, the electric power from the control device 2. The invention of claim 1 is not admitted to involve any novelty to and any special technical feature over the invention disclosed in document 1.

Consequently, it is admitted that the dependent claims of claim 1 contain the five inventions which are correlated in the individual special technical features, as follow, if the special technical features are decided at the time of ordering an additional fee payment.

Here, the invention of claims 1-2 involving no special technical feature is sorted into invention 1.

(Invention 1) Invention of claims 1-2

A body-fluid component measuring system, "wherein, in case a transmission section generates electromagnetic waves, a sensor section uses the electric power converted from the electromagnetic waves received at an IC tag, and performs the measurement of body-fluid components and the transmission of the measured signal to the transmission section".

(Invention 2) Invention of claim 3

A body-fluid component measuring system, "wherein, in case a transmission section generates electromagnetic waves, a sensor section performs the measurement of the body-fluid components by using the electric power fed from the primary battery, and performs the transmission of the measured signal to the transmission section by using either an electric power converted from the electromagnetic waves received at the IC tag or an electric power fed from the primary battery".

(Invention 3) Invention of claims 4-6

A body-fluid component measuring system, "wherein, in case a transmission section generates electromagnetic waves, a sensor section uses the electric power converted from the electromagnetic waves received at an IC tag, and performs the charges of a secondary battery or a capacitor".

(Invention 4) Invention of claims 7-8

A body-fluid component measuring system, "wherein, in case the measured signal of the sensor section is received, the transmission section or the display device uses said measured signal and calibration data, thereby to calculate the concentration of the body fluid of the kind identical to or different from that of the body fluid of the body-fluid component".

(Invention 5) Invention of claim 9

A body-fluid component measuring system, "wherein the transmission section is operated by a rechargeable secondary battery".

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/1459(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/145(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. A61B5/1459, A61B5/00, A61B5/145

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 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 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 Y A	JP 2008-538948 A（エフ．ホフマンーラ ロシュ アーゲー） 2008.11.13, 【0008】、【0017】、【0019】、【0022】、 【0024】－【0029】及び図3 & EP 1890743 A & WO 2006/114297 A1	1-3, 9 4-5, 7-8 6
Y	JP 2008-200110 A（フクダ電子株式会社）2008.09.04, 【請求項3】 －【請求項4】、【0042】（ファミリーなし）	4-5

☒ 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 7 . 0 5 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 7 . 0 6 . 2 0 1 1

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100-8915

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）

大▲瀬▼ 裕久

2 Q

3 8 0 8

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

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
Y	JP 2002-526137 A (メドトロニック ミニメド インコーポレイテッド) 2002.08.20, 【0032】、【0035】、【0050】 & US 2002/0002326 A1 & EP 2229879 A1 & WO 2000/019887 A1	5
Y	JP 2008-508029 A (メドトロニック・ミニメッド・インコーポレーテッド) 2008.03.21, 【0011】、【0032】、【0050】 & US 2006/0025663 A1 & EP 1788928 A & WO 2006/020212 A2	7-8
A	JP 2004-520898 A (セラセンス インコーポレーテッド) 2004.07.15, 全文、全図 & US 6560471 B1 & EP 2187555 A1 & WO 2002/058537 A2	1-9
A	JP 2006-015145 A (ライフスキャン・スコットランド・リミテッド) 2006.01.19, 全文、全図 & US 2006/0001551 A1 & EP 1611838 A1	1-9
A	JP 2002-541883 A (メドトロニック ミニメド インコーポレイテッド) 2002.12.10, 全文、全図 & US 6424847 B1 & EP 1154718 A & WO 2000/049941 A1	1-9

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

JP 2008-538948 A（以下、「文献1」とする。）の【0008】、【0017】、【0019】、【0022】、【0024】－【0029】及び図3には、医療装置1（本願発明のセンサ部に相当）と制御装置2（送信部）と外部装置13（表示装置）を有する血糖測定装置システムにおいて、制御装置2は医療装置1の付近に装着する構成と、上記各装置間のデータ等のやり取りを電磁波で行う構成と、医療装置1は制御装置2から送られた起動信号を受信することにより血糖の測定を開始し、測定データを制御装置2に送信する構成と、制御装置2は医療装置1から送信された測定データを基に血糖濃度を決定し、そのデータを外部装置13に送信する構成と、医療装置1はRFIDタグ（ICタグ）を有し、起動すると同時に制御装置2から電力を受給する構成が記載されており、請求項1に係る発明は、文献1に記載された発明に対して新規性が認められず、特別な技術的特徴を有さない。 [補充欄]に続く

1. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☒ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

[補充欄]

< 第Ⅲ欄 > の続き

そこで、請求項 1 の従属請求項について手数料の追加納付命令時点での特別な技術的特徴を判断すると、以下に示す各特別な技術的特徴で連関する 5 の発明が含まれるものと認められる。

なお、特別な技術的特徴を有さない請求項 1 - 2 に係る発明は、発明 1 に区分する。

(発明 1) 請求項 1 - 2 に係る発明

「送信部が電磁波を発生させた場合、センサ部では、I C タグで受け取った電磁波から変換された電力を用いて、体液成分の測定と、測定信号の送信部への送信とを行う」体液成分測定システム。

(発明 2) 請求項 3 に係る発明

「送信部が電磁波を発生させた場合、センサ部では、1 次電池により供給される電力を用いて体液成分の測定を行い、I C タグで受け取った電磁波から変換された電力または 1 次電池により供給される電力を用いて、測定信号の送信部への送信を行う」体液成分測定システム。

(発明 3) 請求項 4 - 6 に係る発明

「送信部が電磁波を発生させた場合、センサ部では、I C タグで受け取った電磁波から変換された電力を用いて、2 次電池またはコンデンサの充電を行う」体液成分測定システム。

(発明 4) 請求項 7 - 8 に係る発明

「送信部または表示装置では、センサ部の測定信号を受信した場合に、該測定信号と校正値データを用いることにより体液成分の体液と同種または異種の体液中の濃度を算出する」体液成分測定システム。

(発明 5) 請求項 9 に係る発明

「送信部は、充電可能な 2 次電池により動作する」体液成分測定システム。