(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 3 日(03.07.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/102885 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) *A61B 5/02* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/008440

(22) 国際出願日: 2012 年 12 月 28 日(28.12.2012)

(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二丁目４４番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 成松　清幸(NARIMATSU, Kiyoyuki); 〒4180015 静岡県富士宮市舞々木町１５０番地テルモ株式会社内 Shizuoka (JP).

(74) 代理人: 大塚　康徳, 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７Ｆ 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

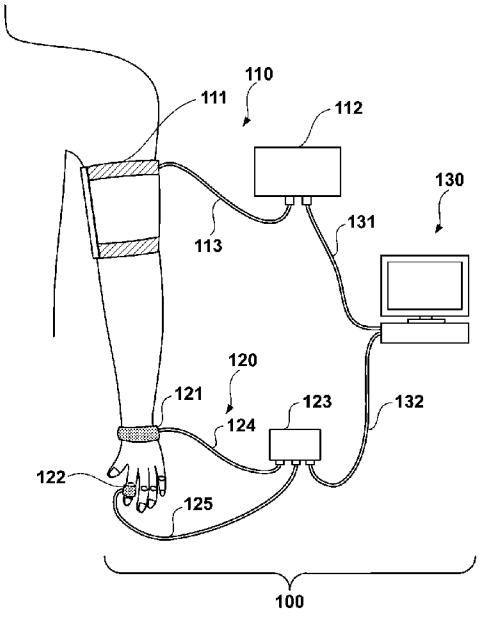
添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

WO 2014/102885 A1

(54) **Title**: INFORMATION PROCESSING DEVICE AND VASCULAR-ENDOTHELIUM-FUNCTION MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称 : 情報処理装置及び血管内皮機能測定システム



(57) **Abstract**: The present invention achieves highly accurate vascular-endothelium-function assessment by using a simple method. This information processing device (130) is equipped with: a means for obtaining first pulse wave data detected by a pulse wave detector (121) mounted on the upstream side in the direction of blood flow, and second pulse wave data detected by a pulse wave detector (122) mounted on the downstream side of the pulse wave detector (121) in the direction of blood flow; a first calculation means for calculating a delay time which is the time difference between each pulse wave included in the first pulse wave data and each corresponding pulse wave included in the second pulse wave data; and a second calculation means for, after reopening blood flow when reopening blood flow after restricting blood for a prescribed interval of time at a location farther upstream in the direction of blood flow than the position at which the pulse wave detector (121) is mounted, calculating an assessment value pertaining to vascular-endothelium function by using the delay time calculated by the first calculation means.

(57) 要約: 簡易な方法により、精度の高い血管内皮機能評価を実現する。本発明の情報処理装置１３０は、血流方向の上流側に装着された脈波検出部１２１にて検出された第１の脈波データと、脈波検出部１２１よりも、前記血流方向において下流側に装着された脈波検出部１２２にて検出された第２の脈波データと、を取得する手段と、前記第１の脈波データに含まれる各脈波と、前記第２の脈波データに含まれる、対応する各脈波との間の時間差として遅延時間を算出する第１の算出手段と、脈波検出部１２１が装着された位置よりも、前記血流方向において更に上流側の位置において所定時間阻血が行われた後に、血流を再開させた場合において、血流再開後に、前記第１の算出手段により算出される前記遅延時間を用いて、血管内皮機能に関する評価値を算出する第２の算出手段とを備える。

明　細　書

発明の名称 ： 情報処理装置及び血管内皮機能測定システム

技術分野

［0001］　本発明は、被検者の血管内皮機能を測定するシステム及び情報処理装置に関するものである。

背景技術

［0002］　血管内皮機能障害は、動脈硬化の器質的変化が起きる前の段階から現れる障害であり、血液内のＬＤＬ（悪玉コレステロール）の増加や、血圧上昇、酸化ストレスの増加等の因子により引き起こされる。一般に、血管内皮機能が低下すると、ＮＯ（一酸化窒素）などの血管拡張物質の産生が減り、臓器としての血管の機能に障害が生じる。

［0003］　近年、血管内皮機能を評価するための検査として、血流依存性血管拡張反応検査（ＦＭＤ：Ｆｌｏｗ　Ｍｅｄｉａｔｅｄ　Ｄｉｌａｔｉｏｎ）が注目されている。血流依存性血管拡張反応検査は、カフで腕を締め付けた後の血流増大による“ずり応力”により血管拡張物質であるＮＯ（一酸化窒素）が血管内皮からどれだけ放出されたかを評価するものである。

［0004］　ＮＯ（一酸化窒素）がどれだけ放出されたかは、カフにより締め付けられた血管が血流再開後にどれだけ拡張したかを測定することによりわかることから、従来、血流依存性血管拡張反応検査では、超音波エコーを用いて血管径を測定していた。

先行技術文献

特許文献

［0005］特許文献1：特開２００９－２１９７１６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、血管径の測定に超音波エコーを用いる方法の場合、コストがかかるうえ、測定者の手技に起因する測定値のばらつきが大きいため、再

現性に欠けるといった問題がある。このようなことから、測定者の手技によらず、より簡易な方法で血管内皮機能の評価を行うことが可能な血管内皮機能測定システムの実現が望まれている。

[0007] 本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、精度の高い血管内皮機能評価を簡易な方法により実現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、本発明に係る情報処理装置は以下のような構成を備える。即ち、

血流方向の上流側に装着された第１の脈波検出部にて検出された第１の脈波データと、前記第１の脈波検出部よりも、前記血流方向において下流側に装着された第２の脈波検出部にて検出された第２の脈波データと、を取得する取得手段と、

前記第１の脈波データに含まれる各脈波と、前記第２の脈波データに含まれる、対応する各脈波との間の時間差として第１の遅延時間を算出する第１の算出手段と、

前記第１の脈波検出部が装着された位置よりも、前記血流方向において上流側の位置において所定時間の阻血が行われた後に、血流を再開させた場合において、再開後に、前記第１の算出手段により算出される前記第１の遅延時間を用いて、血管内皮機能に関する評価値を算出する第２の算出手段とを備える。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、精度の高い血管内皮機能評価を簡易な方法により実現することが可能となる。

[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]図１は、本発明の第１の実施形態にかかる血管内皮機能測定システム１００の外観構成を示す図である。

[図2]図２は、血管内皮機能測定システム１００を構成する圧迫装置の機能構成を示す図である。

[図3]図３は、血管内皮機能測定システム１００を構成する脈波検出装置の機能構成を示す図である。

[図4]図４は、血管内皮機能測定システム１００を構成する情報処理装置の機能構成を示す図である。

[図5]図５は、脈波検出装置により測定される脈波の一例を示す図である。

[図6A]図６Ａは、血管内皮機能測定システム１００における血管内皮機能評価処理の流れを示すシーケンス図である。

[図6B]図６Ｂは、血管内皮機能測定システム１００における血管内皮機能評価処理の流れを示すシーケンス図である。

[図7]図７は、血管内皮機能評価処理において、血管内皮機能を示す評価値を算出するために用いられる評価パラメータの時間変化を示す図である。

[図8]図８は、本発明の第２の実施形態に係る血管内皮機能測定システム８００の外観構成を示す図である。

[図9]図９は、血管内皮機能評価処理において、血管内皮機能を示す評価値を算出するために用いられる評価パラメータの時間変化を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下の各実施形態では、カフ部により締め付けられた血管が血流再開後にどれだけ拡張したかを測定するにあたり、血管の拡張度と脈波の伝達時間との相関に着目し、カフ部により締め付けられた血管の血流再開後の脈波の伝達時間と、カフ部により締め付けられていない安定した状態での脈波の伝達時間とを測定することにより、血管内皮機能の評価を行うこととした。

[0013] このように、血管の拡張度を脈波の伝達時間に置き換えて測定する構成とすることで、従来の、血管径を超音波エコーにより直接測定する方法と比べ

て、簡易かつ精度の高い血管内皮機能評価を実現することが可能となった。

[0014] 以下、本発明の各実施形態について添付図面を参照しながら詳細に説明する。なお、以下に述べる実施の形態は、本発明の好適な具体例であるから、技術的に好ましい種々の限定が付されているが、本発明の範囲は、以下の説明において特に本発明を限定する旨の記載がない限り、これらの態様に限られるものではない。

[0015] ［第１の実施形態］

＜１．血管内皮機能測定システムの外観構成＞

図１は、本発明の第１の実施形態に係る血管内皮機能測定システム１００の外観構成を示す図である。図１に示すように、血管内皮機能測定システム１００は、被検者の上腕を圧迫することにより所定時間阻血を行う圧迫装置１１０と、圧迫装置１１０により圧迫される側の腕の末端の領域において、手首部分と指先部分とにそれぞれ装着され脈波の検出を行う脈波検出装置１２０と、圧迫装置１１０と脈波検出装置１２０とにそれぞれ接続され、血管内皮機能測定システム１００全体の制御と、被検者の血管内皮機能の評価とを行う情報処理装置１３０と、を備える。

[0016] 圧迫装置１１０は、被検者の上腕に装着されるカフ部１１１と、カフ部１１１の空気袋を加圧するポンプ及びカフ部１１１の空気袋の空気を排出する急速排気弁等を含み、ポンプや急速排気弁等の駆動を制御する駆動制御部１１２とを備え、カフ部１１１と駆動制御部１１２とは、配管１１３により接続されている。

[0017] 脈波検出装置１２０は、被検者の手首部分に装着され、手首部分の血管に赤外線を照射することにより手首部分の脈波を検出する上流脈波検出部１２１と、指先部分の血管に赤外線を照射することにより指先部分の脈波を検出する下流脈波検出部１２２と、を備える。

[0018] 更に、上流脈波検出部１２１において検出された脈波データと、下流脈波検出部１２２において検出された脈波データとを受信し、情報処理装置１３０に送信する測定制御部１２３を備え、上流脈波検出部１２１及び下流脈波

検出部１２２と、測定制御部１２３とは、それぞれ信号線１２４、１２５を介して接続されている。

[0019] 情報処理装置１３０は、圧迫装置１１０に対して、阻血指示及び排気指示を送信するとともに、脈波検出装置１２０より脈波データを受信し、被検者の手首部分から指先部分までの脈波の伝達時間を算出することにより、被検者の血管内皮機能を評価する。なお、本実施形態において、圧迫装置１１０及び脈波検出装置１２０と、情報処理装置１３０とは、それぞれ信号線１３１、１３２を介して接続される構成としているが、本発明はこれに限定されず、無線により接続される構成としてもよい。

[0020] ＜２．圧迫装置１１０の機能構成＞

次に、圧迫装置１１０の機能構成について説明する。図２は、圧迫装置１１０の機能構成を示す図である。

[0021] 図２に示すように、圧迫装置１１０は、被検者の圧迫部位に装着されるカフ部１１１と、駆動制御部１１２とを備え、駆動制御部１１２には、圧迫装置１１０全体を制御するとともに、カフ部の内圧を変更するための加圧ポンプ及び急速排気弁を動作させる制御部２３０が収容されている。なお、カフ部１１１と駆動制御部１１２との間は、配管１１３により接続されている。以下、各部１１１～１１３の詳細について説明する。

[0022] カフ部１１１は、内部に、阻血用カフ２０１が配されている。阻血用カフ２０１は、配管１１３を介して送られてきた空気により内部圧力が最高血圧値以上に上げられることで、カフ部１１１が装着された被検者の圧迫部位を圧迫し動脈血管を阻血する。その後、急速排気弁２２４を介して排気を行うことで急速減圧を行う。

[0023] 配管１１３は、阻血用カフ２０１へ送られる空気及び阻血用カフ２０１から排出される空気を搬送する。また、配管１１３を駆動制御部１１２に接続するための配管コネクタ２１１を備える。

[0024] 駆動制御部１１２には、駆動制御部側配管コネクタ２２１が配されており、配管１１３の配管コネクタ２１１は、当該駆動制御部側配管コネクタ２２

１を介して駆動制御部１１２に接続される。駆動制御部側配管コネクタ２２１には、加圧ポンプ２２２及び急速排気弁２２４が接続されており、制御部２３０からの指示に基づいて、阻血用カフ２０１の加圧及び減圧を行う。

[0025] 更に、圧力センサ２２３が接続されており、加圧ポンプ２２２により加圧された阻血用カフ２０１内の圧力値を検出する。圧力センサ２２３において検出された圧力値は制御部２３０に入力され、加圧ポンプ２２２の駆動停止等の制御に用いられる。

[0026] 制御部２３０には、更に電源ボタン２２５、操作ボタン２２６、外部装置Ｉ／Ｆ部２２７、表示部２２８、電源部２２９が接続されている。電源ボタン２２５をＯＮ操作すると、電源部２２９より制御部２３０を介して、各部に電力が供給される。

[0027] また、制御部２３０は、外部装置Ｉ／Ｆ部２２７を介して、情報処理装置１３０と通信可能に接続されており、情報処理装置１３０より、阻血指示や、排気指示等を受信する。また、情報処理装置１３０に対して、加圧ポンプ２２２の駆動が停止したことを示す駆動停止信号を送信する。

[0028] 表示部２２８は、圧迫装置１１０の内部状態（加圧ポンプ２２２の駆動／停止、急速排気弁２２４の開／閉、圧力センサの圧力値等）を表示する。なお、表示部２２８の表示内容は、操作ボタン２２６の操作により切り換えられるものとする。

[0029] ＜３．脈波検出装置１２０の機能構成＞

次に、脈波検出装置１２０の機能構成について説明する。図３は、脈波検出装置１２０の機能構成を示す図である。

[0030] 図３に示すように、脈波検出装置１２０は、被検者の手首部分に装着される上流脈波検出部１２１と、指先部分に装着される下流脈波検出部１２２と、上流脈波検出部１２１及び下流脈波検出部１２２それぞれにおいて検出された脈波データを情報処理装置１３０に送信する測定制御部１２３とを備える。

[0031] 上流脈波検出部１２１及び下流脈波検出部１２２は、それぞれ、赤外線を

発光する赤外線発光部３１１、３２１と、赤外線を受光する赤外線受光部３１２、３２２とを備える。なお、被検者の手首部分に装着される上流脈波検出部１２１では、赤外線発光部３１１から発光され、手首部分の内部の血管において反射した赤外線を、赤外線受光部３１２において受光する。

[0032] 一方、被検者の指先部分に装着される下流脈波検出部１２２では、赤外線発光部３２１から発光され、被検者の指先部分の内部の血管を透過した赤外線を、赤外線受光部３２２において受光する。

[0033] 赤外線発光部３１１、３２１による赤外線の発光、及び、赤外線受光部３１２、３２２において受光した赤外線信号の処理は、脈波センサ回路３３１、３３５においてそれぞれ実行される。脈波センサ回路３３１、３３５それぞれに入力された赤外線信号は、波形成形回路３３２、３３４において波形成形された後、制御部３３３に入力され、脈波データとして、外部機器Ｉ／Ｆ部３３６を介して、情報処理装置１３０に送信される。

[0034] なお、制御部３３３では、外部機器Ｉ／Ｆ部３３６を介して情報処理装置１３０より送信された脈波検出開始指示及び脈波検出終了指示に基づいて、赤外線発光部３１１、３２１による発光、赤外線受光部３１２、３２２による受光等を制御する。

[0035] ＜４．情報処理装置１３０の機能構成＞

次に、情報処理装置１３０の機能構成について説明する。図４は、情報処理装置１３０の機能構成を示す図である。

[0036] 図４に示すように、情報処理装置１３０は、制御部（コンピュータ）４０１と、メモリ部４０２と、記憶部４０３と、表示部４０４と、入力部４０５と、外部機器Ｉ／Ｆ部４０６とを備え、各部は、バス４０７を介して相互に接続されている。

[0037] ハードディスク等で構成される記憶部４０３には、制御部３３３により実行されることにより、血管内皮機能評価部４１１として機能するプログラムが格納されている。当該プログラムは、制御部４０１による制御のもと、ワークエリアとして機能するメモリ部４０２（例えば、ＲＡＭ）に適宜読み込

まれ、制御部４０１によって実行されることで、当該機能が実現される。なお、制御部４０１によって当該プログラムが実行されることにより取得されるデータは、脈波データ（手首）４１２、脈波データ（指先）４１３として、記憶部４０３に記録される。

[0038] 表示部４０４は、制御部４０１に当該プログラムを実行させるためのユーザインタフェースを表示したり、血管内皮機能評価結果を表示したりする。入力部４０５は、当該プログラムを実行させるための指示を入力するものであり、キーボードやポインティングデバイス（マウス等）で構成される。外部機器Ｉ／Ｆ部４０６は、圧迫装置１１０及び脈波検出装置１２０と通信可能に接続するためのインタフェースであり、情報処理装置１３０では、外部機器Ｉ／Ｆ部４０６を介して、圧迫装置１１０に阻血指示や排気指示を送信したり、圧迫装置１１０からポンプ駆動停止信号を受信したりする。また、脈波検出装置１２０に対して脈波検出開始指示及び脈波検出終了指示を送信したり、脈波検出装置１２０から送信された脈波データを受信したりする。

[0039] なお、本実施形態では、外部機器Ｉ／Ｆ部４０６は、ＵＳＢ、ＩＥＥＥ１３９４等の有線インタフェースで実現されるが、無線ＬＡＮ、ブルートゥース等の無線インタフェースで実現されてもよい。

[0040] ＜５．脈波データについての説明＞

次に、脈波検出装置１２０において検出され、情報処理装置１３０に送信される脈波データ（手首）及び脈波データ（指先）について説明する。図５は、脈波検出装置１２０において検出される脈波データの一例を示す図である。

[0041] 図５に示すように、血流方向に対して上流側に位置する上流脈波検出部１２１と、下流側に位置する下流脈波検出部１２２とでは、対応する脈波の検出タイミングにずれが生じる。図５において、５０１は上流脈波検出部１２１において検出された脈波であり、５０２は下流脈波検出部１２２において検出された脈波である。

[0042] ここで、脈波５０１と対応する脈波５０２との間の時間差（以下、当該時

間差を「遅延時間」と称す）は、上流脈波検出部１２１の装着位置と、下流脈波検出部１２２の装着位置との間の距離に加え、圧迫装置１１０のカフ部１１１により圧迫された上腕の血管の拡張度に依存する。

[0043] つまり、カフ部１１１により締め付けられた血管が拡張せず、細動脈以上の大きさの動脈内圧力となると、脈波の伝達速度が遅くなる一方で、血管が拡張すると、脈波の伝達速度が十分に速くなる。

[0044] したがって、上流脈波検出部１２１の装着位置と、下流脈波検出部１２２の装着位置との間の距離が一定の場合、カフ部１１１により締め付けられた血管が拡張していない状態では、遅延時間が長くなる。反対に、血管が十分に拡張した状態では、遅延時間は短くなる。

[0045] このように、カフ部１１１により締め付けられた血管がどれだけ拡張したかを測定するにあたり、遅延時間の変化を監視することは、測定者の手技の影響を排除し、低コストで簡易に実現できるという観点において極めて有効である。

[0046] ＜６．血管内皮機能評価処理の流れ＞

次に、血管内皮機能測定システム１００における血管内皮機能評価処理の流れを説明する。図６Ａ、図６Ｂは、血管内皮機能測定システム１００における血管内皮機能評価処理の流れを示すフローチャートである。

[0047] 圧迫装置１１０及び脈波検出装置１２０を情報処理装置１３０と通信可能に接続し、圧迫装置１１０のカフ部１１１を被検者の上腕に、脈波検出装置１２０の上流脈波検出部１２１を被検者の手首部分に、更に、下流脈波検出部１２２を被検者の指先部分にそれぞれ装着することで、測定準備が完了すると、ステップＳ６３１では、情報処理装置１３０の血管内皮機能評価部４１１を起動する。

[0048] ステップＳ６３１では、脈波検出装置１２０に対して、情報処理装置１３０が脈波検出開始指示を送信する。脈波検出開始指示が送信された脈波検出装置１２０では、ステップＳ６２１において脈波の検出を開始し、検出した脈波データ（手首）及び脈波データ（指先）を情報処理装置１３０に送信す

る。

[0049] ステップＳ６３３では、脈波検出装置１２０より送信される、脈波データ（手首）及び脈波データ（指先）を記憶部４０３に記録するとともに、脈波データ（手首）と脈波データ（指先）との間の対応する脈波の遅延時間の算出を開始する。

[0050] 遅延時間の算出が開始されると、ステップＳ６３４では、被検者に対して、安静にすべき旨のメッセージを表示し、ステップＳ６３５では、所定時間（安静時間、例えば、３分間）のカウントを開始する。

[0051] ステップＳ６３５において、所定時間が経過したと判定された場合には、ステップＳ６３６に進み、圧迫装置１１０に対して、阻血指示を送信する。

[0052] ステップＳ６３６において阻血指示が送信された圧迫装置１１０では、ステップＳ６１１において、加圧ポンプ２２２の駆動を開始する。加圧ポンプ２２２の駆動を開始すると、圧迫装置１１０では、圧力センサ２２３より出力される圧力値に基づいて、阻血用カフ２０１内の圧力値の監視を開始し、ステップＳ６１２では、阻血用カフ２０１内の圧力値が所定の圧力値（例えば、被検者の最高血圧値）以上に到達したか否かを判定する。

[0053] ステップＳ６１２において、所定の圧力値に到達していないと判定した場合には、到達するまで加圧ポンプ２２２の駆動を継続する。一方、所定の圧力値に到達したと判定した場合には、ステップＳ６１３に進み、加圧ポンプ２２２の駆動を停止するとともに、ポンプ駆動停止信号を、情報処理装置１３０に送信する。

[0054] ステップＳ６３６において阻血指示を送信していた情報処理装置１３０では、ステップＳ６３３において開始した、遅延時間の算出を、ステップＳ６３７において一旦停止する。加圧ポンプ２２２の駆動により、カフ部１１１により上腕の血管が締め付けられることで、脈波検出装置１２０における脈波の検出が行えなくなるからである。

[0055] 遅延時間の算出を停止した状態で、ポンプ駆動停止信号を受信した情報処理装置１３０では、ステップＳ６３８において、所定時間（阻血時間、例え

ば、２分間）のカウントを開始する。

[0056] ステップＳ６３８において、阻血状態が所定時間以上継続したと判定された場合には、ステップＳ６３９に進み、圧迫装置１１０に対して、排気指示を送信する。

[0057] ステップＳ６３９において、排気指示が送信された圧迫装置１１０では、ステップＳ６１４において、急速排気弁２２４を開動作させ、阻血用カフ２０１内の空気を強制的に排出することで血流を再開させる。

[0058] 一方、排気指示を送信した情報処理装置１３０では、ステップＳ６４０において、遅延時間の算出を再開し、ステップＳ６４１では、所定時間（反応性充血時間、例えば、５分間）のカウントを開始する。

[0059] ステップＳ６４１において、反応性充血時間として十分な時間が経過したと判定した場合には、ステップＳ６４２に進み、血管内皮機能を示す評価値を算出し、算出した評価値を表示部４０４に表示する。

[0060] 図７は、血管内皮機能評価処理において、情報処理装置１３０により算出された遅延時間の変化を示す図である。上述したように、本実施形態に係る血管内皮機能測定システム１００では、当該遅延時間を評価パラメータとして、血管内皮機能を示す評価値を算出する。

[0061] 図７において、７０１は安静時間における遅延時間を変化を示している。また、７１１は、安静時間内における遅延時間の平均値を示している。なお、阻血時間中は、遅延時間の算出が一旦停止されるため、阻血時間中の遅延時間のデータは存在しない。

[0062] ７０２は血流再開後の反応性充血時間における遅延時間の変化を示している。また、７２１は、急速排気弁２２４が開動作し、血流再開直後に算出された遅延時間の、平均値７１１に対する差分値を示している。７２２は、反応性充血時間において、最も遅延時間が長かった時点での当該遅延時間の、平均値７１１に対する差分値を示している。更に、７２３は、血流が再開されてから、遅延時間が最も長くなるまでの時間を示している。

[0063] 図７に示すように、急速排気弁２２４が開動作し、血流が再開されると血

管が拡張するため、反応性充血時間に移行直後は、安静時間における遅延時間よりも遅延時間が長くなる。その後、更に血管径が微増し、最大血管径まで拡張した後に、徐々に安静時間の血管径に戻っていく。このため、遅延時間も、反応性充血時間に移行後、微増し、最大値に到達した後、徐々に、安静時間における遅延時間に近づいていく。

[0064] ここで、血管内皮機能が障害されている場合、差分値７２２の値が小さくなる。また、差分値７２２の値が同じであっても、血管内皮機能が障害されている場合、時間７２３の値が大きくなる。更に、血管が硬い場合には、差分値７２１の値が小さくなる。

[0065] このようなことから、評価パラメータである遅延時間に基づいて、血管内皮機能を示す評価値として、差分値７２１、７２２、時間７２３を算出し、測定者に表示することで、測定者は、被検者の血管内皮機能を評価することができる。また、被検者の血管の硬さも合わせて評価することができる。

[0066] 図６Ｂに戻る。ステップＳ６４２において、血管内皮機能を示す評価値の算出、表示が完了すると、ステップＳ６４３では、圧迫装置１１０及び脈波検出装置１２０に対してそれぞれ排気終了指示及び脈波検出終了指示を送信する。

[0067] 排気終了指示を受信した圧迫装置１１０では、ステップＳ６１５において、急速排気弁２２４を閉動作させ、強制排気を終了する。また、脈波検出終了指示を受信した脈波検出装置１２０では、ステップＳ６２２において、脈波の検出及び送信を終了させる。

[0068] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る血管内皮機能測定システムでは、カフ部により締め付けられた血管が血流再開後にどれだけ拡張したかを測定するにあたり、血管の拡張度と脈波の伝達時間との相関に着目し、手首部分に装着され脈波の検出を行う上流脈波検出部と、指先部分に装着され脈波の検出を行う下流脈波検出部と、を配する構成とした。

[0069] そして、上流脈波検出部において検出された脈波と、下流脈波検出部において検出された対応する脈波との間の時間差を遅延時間（評価パラメータ）

として算出する構成とした。

[0070] 更に、血流再開後の遅延時間と、安静時間における遅延時間との差分値、及び、差分値が最大となるまでの時間を、血管内皮機能を示す評価値として算出することで、血管内皮機能を定量的に評価する構成とした。

[0071] この結果、簡易な方法により、精度の高い血管内皮機能評価を実現することが可能となった。

[0072] ［第２の実施形態］

上記第１の実施形態では、血管内皮機能を示す評価値として差分値を算出するにあたり、安静時間における遅延時間の平均値を用いる構成としたが、本発明はこれに限定されない。例えば、脈波検出装置を他方の腕（圧迫装置により圧迫されていない方の腕）の手首部分及び指先部分にそれぞれ装着し、当該脈波検出装置からの脈波データに基づいて算出された遅延時間に基づいて、差分値を算出する構成としてもよい。以下、本実施形態の詳細について説明する。

[0073] ＜１．血管内皮機能測定システムの外観構成＞

図８は、本発明の第２の実施形態に係る血管内皮機能測定システム８００の外観構成を示す図である。なお、上記第１の実施形態において説明した血管内皮機能測定システム１００（図１）と同じ構成については、同じ参照番号を付すこととし、ここでは説明を省略する。

[0074] 図１との相違点は、カフ部１１１が装着された腕（図８の例では左腕）とは反対側の腕（すなわち、右腕）にも、脈波検出装置８２０が装着され、脈波検出装置１２０と同様に脈波の検出及び送信を行うよう構成されている点である。なお、脈波検出装置８２０の構成は、脈波検出装置１２０の構成と同じである。

[0075] ＜２．血管内皮機能評価処理の流れ＞

次に、血管内皮機能測定システム８００における血管内皮機能評価処理の流れを説明する。なお、血管内皮機能測定システム８００における血管内皮機能評価処理の流れは、基本的に、図６Ａ、図６Ｂを用いて説明した、血管

内皮機能測定システム１００における血管内皮機能評価処理と同様であるが、ステップＳ６４２における評価処理の内容が異なるため、ここでは、図９を用いて、血管内皮機能測定システム８００における評価値算出・表示処理について説明する。

[0076] 図９は、血管内皮機能測定システム８００の情報処理装置１３０において算出された遅延時間の変化を示す図である。図９において、７０１は、脈波検出装置１２０において検出された脈波データに基づいて算出された、安静時間における遅延時間の変化を示している。なお、カフ部１１１が装着された腕（図８の例では左腕）の場合、阻血時間中は、遅延時間の算出が一旦停止されるため、阻血時間中の遅延時間のデータは存在しない。

[0077] 一方、９０１は、脈波検出装置８２０において検出された脈波データに基づいて算出された遅延時間の変化を示している。脈波検出装置８２０が装着された腕（図８の例では右腕）は、阻血されないため、カフ部１１１が装着された腕が阻血されている間も、遅延時間の算出は継続される。

[0078] ７０２は血流再開後の反応性充血時間における遅延時間の変化を示している。また、９２１は、血流再開直後において脈波検出装置１２０からの脈波データに基づいて算出された遅延時間と、その時に、脈波検出装置８２０からの脈波データに基づいて算出された遅延時間との差分値を示している。９２２は、血流再開後の反応性充血時間において、脈波検出装置１２０からの脈波データに基づいて算出された遅延時間のうち、最も遅延時間が長かった時点での当該遅延時間と、その時に、脈波検出装置８２０からの脈波データに基づいて算出された遅延時間との差分値を示している。

[0079] 更に、９２３は、血流が再開されてから、遅延時間が最も長くなるまでの時間を示している。

[0080] 図９に示すように、急速排気弁２２４が開動作し、血流が再開されると血管が拡張するため、反応性充血時間に移行直後は、脈波検出装置８２０からの脈波データに基づいて算出された遅延時間よりも遅延時間が長くなる。その後、更に血管径が微増し、最大血管径まで拡張した後に、徐々に、カフ部

１１１が装着されていない方の腕の血管径に近づいていく。このため、遅延時間も、反応性充血時間に移行後、微増し、最大値に到達した後、徐々に、脈波検出装置８２０からの脈波データに基づいて算出された遅延時間に近づいていく。

[0081] ここで、血管内皮機能が障害されている場合、差分値９２２の値が小さくなる。また、差分値９２２の値が同じであっても、血管内皮機能が障害されている場合、時間９２３の値が大きくなる。更に、血管が硬い場合には、差分値９２１の値が小さくなる。

[0082] このようなことから、評価パラメータである遅延時間に基づいて、血管内皮機能を示す評価値として、差分値９２１、９２２、時間９２３を算出し、測定者に表示することで、測定者は、被検者の血管内皮機能を評価することができる。また、被検者の血管の硬さも合わせて評価することができる。更に、同時刻における、脈波検出装置８２０からの脈波データに基づいて算出される遅延時間に基づいて上記評価値を算出する構成としているため、より精度の高い評価値を算出することが可能となる。

[0083] ［第３の実施形態］

上記第１及び第２の実施形態では、上流脈波検出部を手首部分に、下流脈波検出部を指先部分に装着する構成としたが、本発明はこれに限定されず、血流方向に沿って装着するのであれば、他の部分に装着するようにしてもよい。

[0084] また、上記第２の実施形態では、脈波検出装置８２０をカフ部１１１が装着された腕とは反対側の腕に装着される構成としたが、本発明はこれに限定されず、上流側にカフ部１１１が装着されていない領域（つまり、阻血の影響を受けない領域）であれば、他の領域であってもよい。

[0085] また、上記第１及び第２の実施形態では、情報処理装置１３０において、血管内皮機能評価処理を実行する構成としたが、本発明はこれに限定されない。例えば、脈波検出装置において検出された脈波データを圧縮装置に送信し、圧縮装置において、血管内皮機能評価処理を実行するように構成しても

よい。あるいは、脈波検出装置からの指示に基づいて、圧縮装置が駆動するように構成し、脈波検出装置において、血管内機能評価処理を実行するように構成してもよい。

[0086] 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］ 血流方向の上流側に装着された第１の脈波検出部にて検出された第１の脈波データと、前記第１の脈波検出部よりも、前記血流方向において下流側に装着された第２の脈波検出部にて検出された第２の脈波データと、を取得する取得手段と、

前記第１の脈波データに含まれる各脈波と、前記第２の脈波データに含まれる、対応する各脈波との間の時間差として第１の遅延時間を算出する第１の算出手段と、

前記第１の脈波検出部が装着された位置よりも、前記血流方向において上流側の位置において所定時間阻血が行われた後に、血流を再開させた場合において、血流再開後に、前記第１の算出手段により算出される前記第１の遅延時間を用いて、血管内皮機能に関する評価値を算出する第２の算出手段と

を備えることを特徴とする情報処理装置。

［請求項2］ 前記第２の算出手段により算出される前記評価値は、前記血流再開後に、前記第１の算出手段により算出される前記第１の遅延時間と、前記所定時間の阻血が行われる前に、前記第１の算出手段により算出された前記第１の遅延時間との差分値を含むことを特徴とする請求項１に記載の情報処理装置。

［請求項3］ 前記取得手段は、更に、上流側において前記阻血が行われていない領域であって、血流方向の上流側に装着された第３の脈波検出部にて検出された第３の脈波データと、前記第３の脈波検出部よりも、前記血流方向において下流側に装着された第４の脈波検出部にて検出された第４の脈波データとを取得し、

前記第１の算出手段は、前記第３の脈波データに含まれる各脈波と、前記第４の脈波データに含まれる、対応する各脈波との間の時間差として第２の遅延時間を更に算出し、

前記第２の算出手段は、前記第１の遅延時間と前記第２の遅延時間

とを用いて、前記血管内皮機能に関する評価値を算出することを特徴とする請求項１に記載の情報処理装置。

［請求項4］ 前記第２の算出手段により算出される前記評価値は、前記第１の算出手段により算出された前記第１の遅延時間と前記第２の遅延時間との差分値を含むことを特徴とする請求項３に記載の情報処理装置。

［請求項5］ 前記第２の算出手段により算出される前記評価値は、更に、前記差分値の最大値、及び、前記血流再開後に、該最大値に到達するまでの時間、を含むことを特徴とする請求項２または４に記載の情報処理装置。

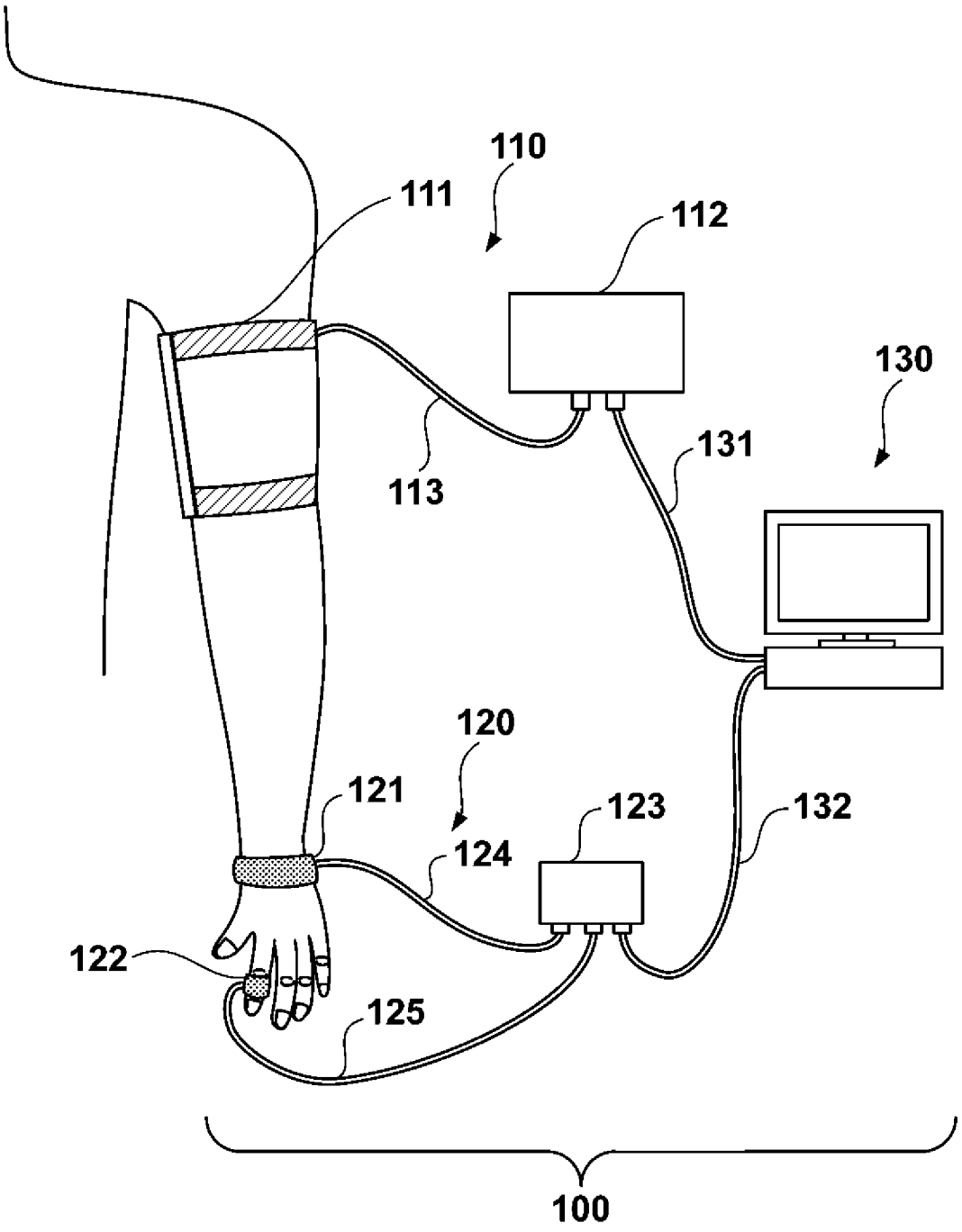
［請求項6］ 請求項１に記載の情報処理装置と通信可能に接続され、前記第１の脈波検出部と前記第２の脈波検出部とを有する第１の脈波検出装置を備えることを特徴とする血管内皮機能測定システム。

［請求項7］ 請求項３または４に記載の情報処理装置と通信可能に接続され、前記第１の脈波検出部と前記第２の脈波検出部とを有する第１の脈波検出装置と、前記第３の脈波検出部と前記第４の脈波検出部とを有する第２の脈波検出装置と、を備えることを特徴とする血管内皮機能測定システム。

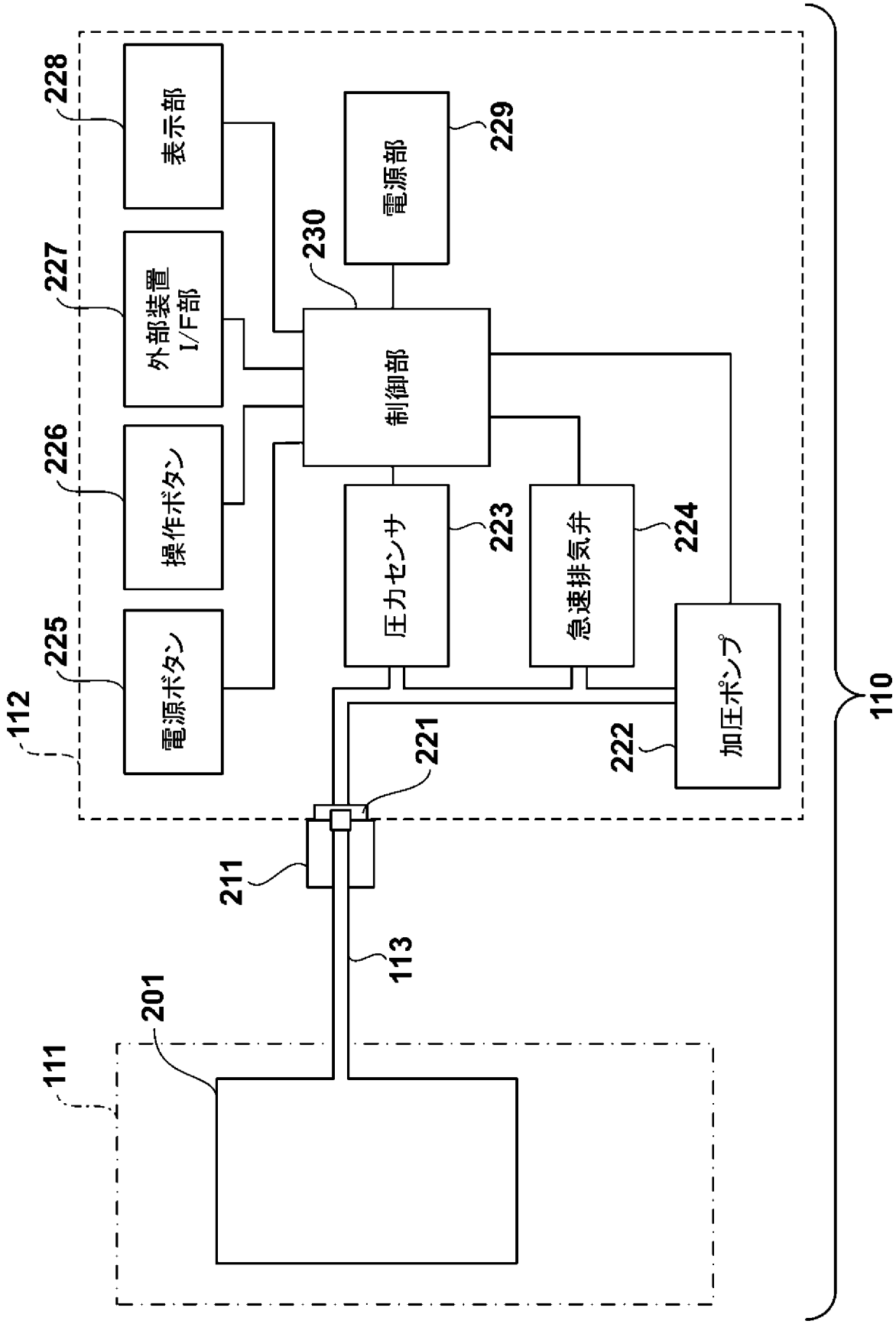
［請求項8］ 請求項１に記載の情報処理装置と通信可能に接続され、前記第１の脈波検出部が装着された位置よりも、前記血流方向において上流側の位置において所定時間阻血を行う圧迫装置を更に備えることを特徴とする請求項６または７に記載の血管内皮機能測定システム。

［請求項9］ コンピュータを請求項１乃至５のいずれか１項に記載の情報処理装置の各手段として機能させるためのプログラム。

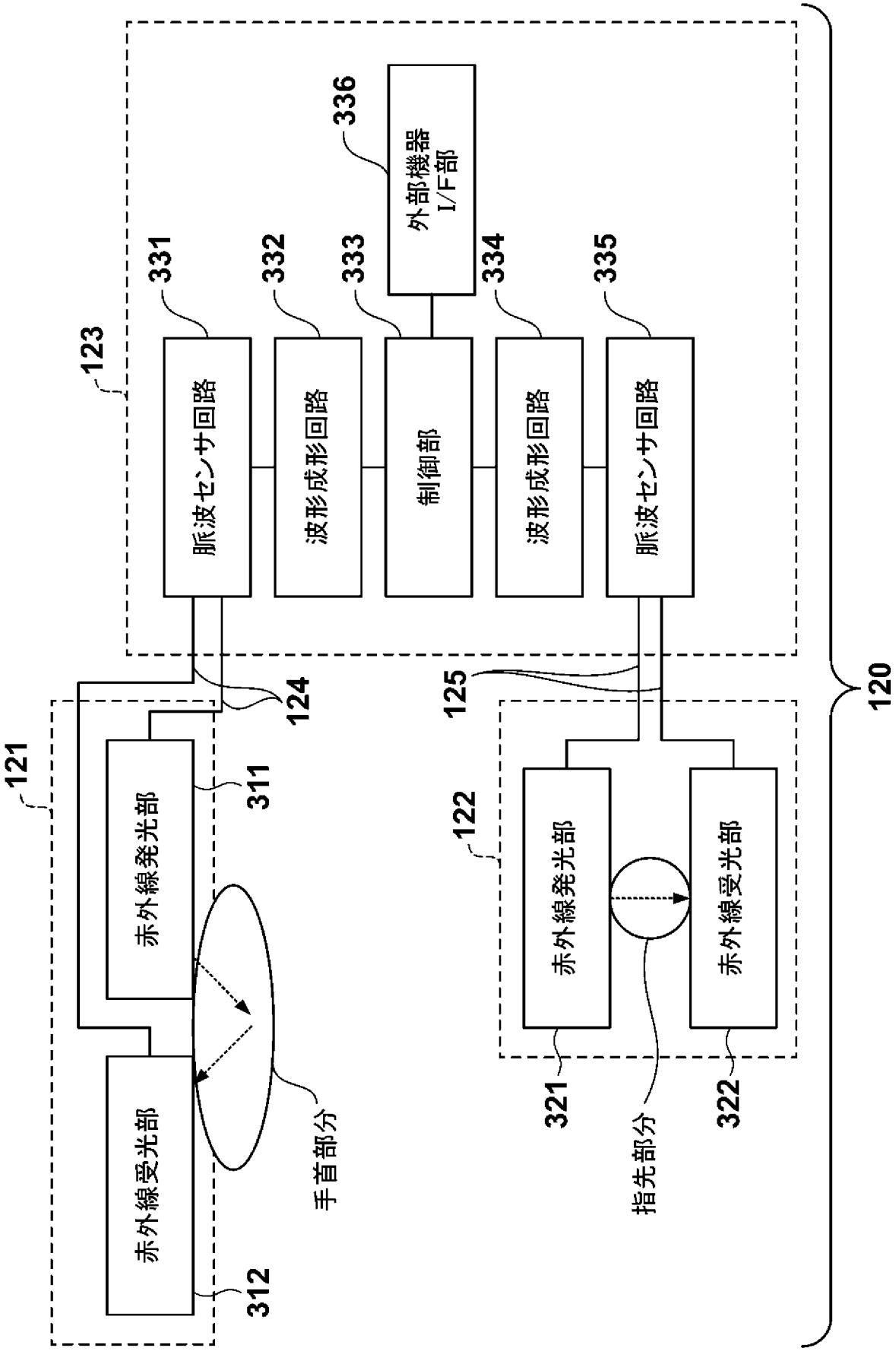
[図1]



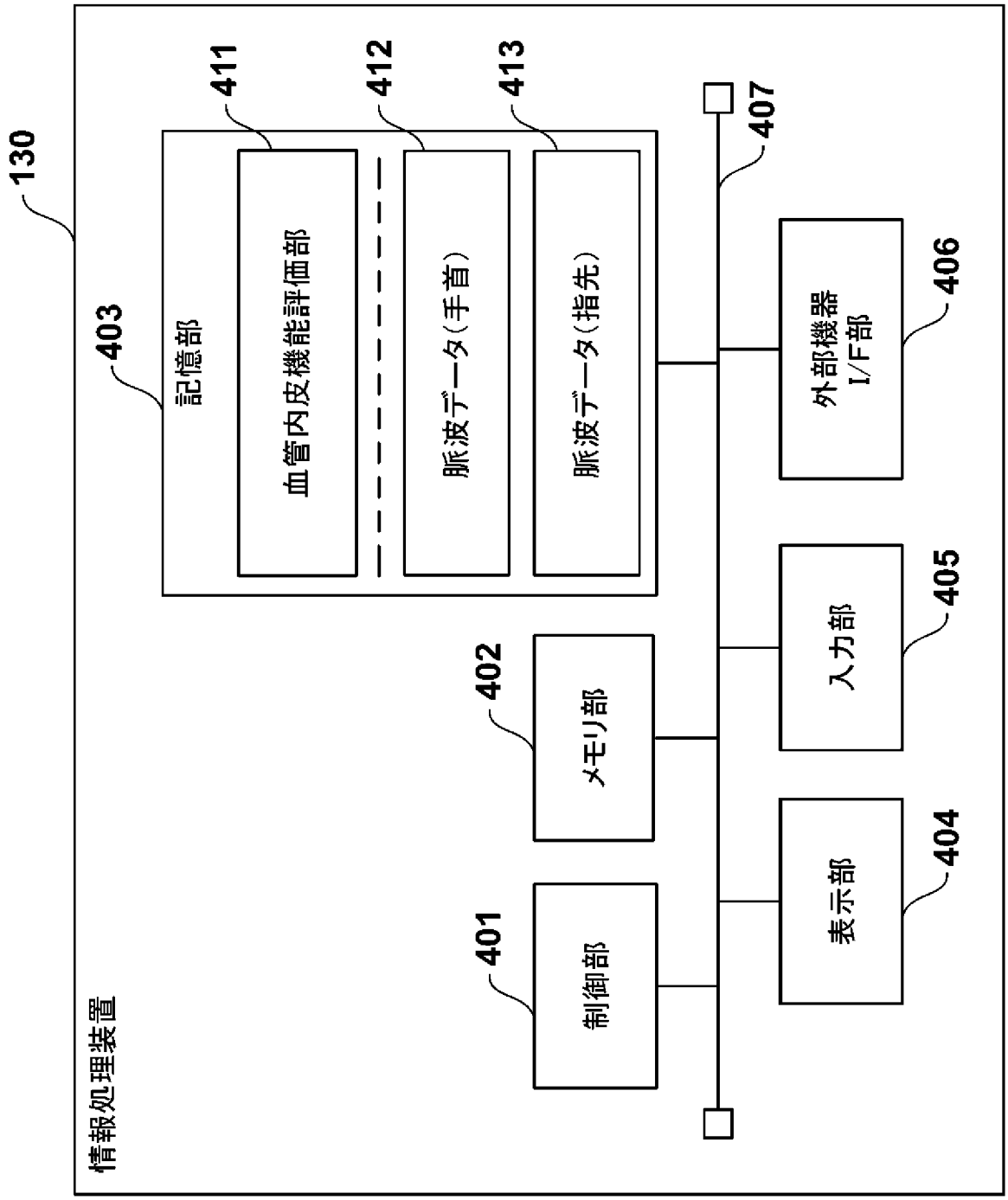
[図2]


228
表示部
229
電源部
230
227
外部装置
I/F部
制御部
226
操作ボタン
223
圧力センサ
224
急速排気弁
225
電源ボタン
222
加圧ポンプ
112
221
110
211
113
201
111

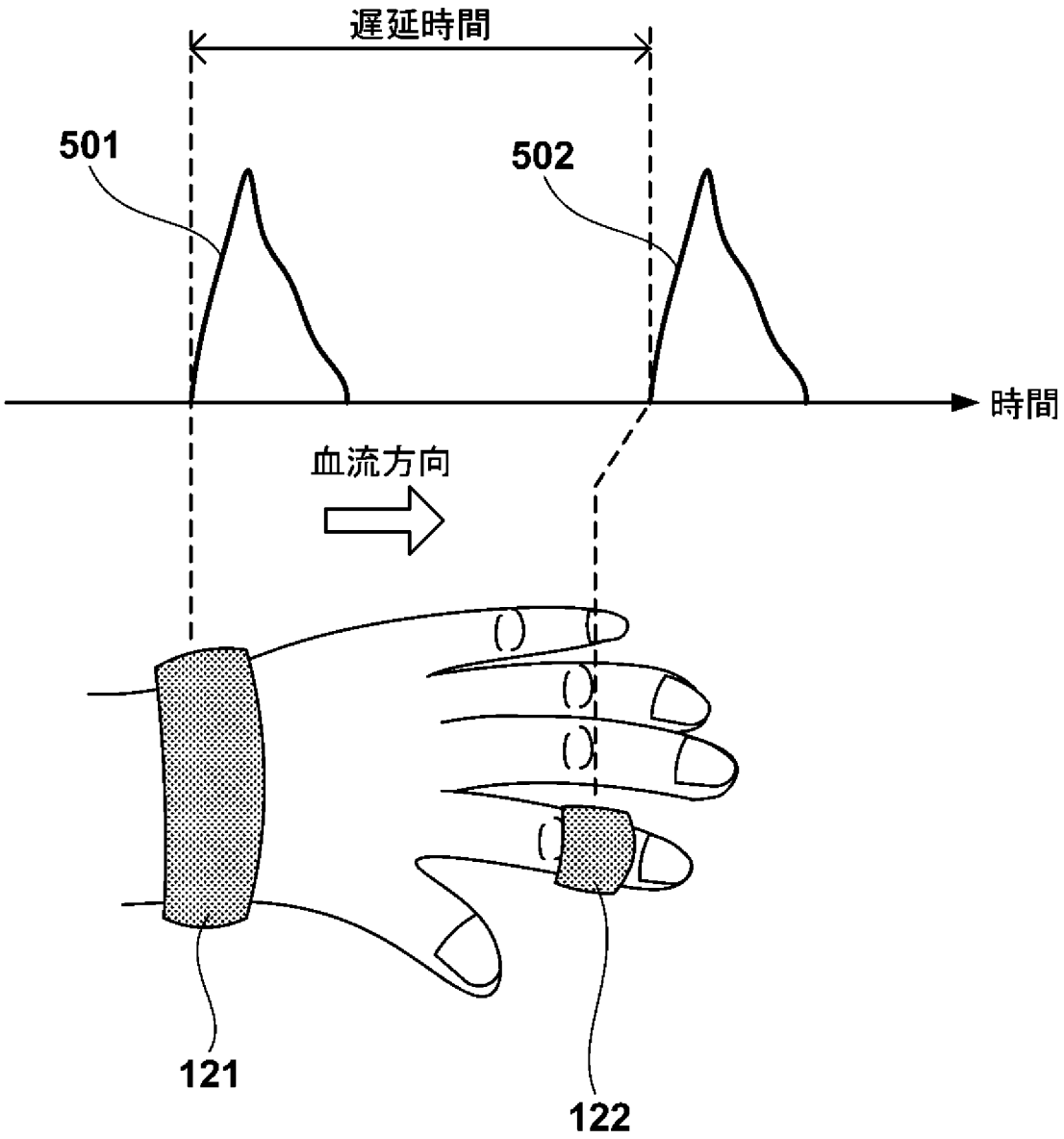
[図3]


120
121
122
123
124
125
311
312
321
322
331
332
333
334
335
336
赤外線発光部
赤外線受光部
赤外線発光部
赤外線受光部
脈波センサ回路
波形成形回路
制御部
波形成形回路
脈波センサ回路
外部機器
I/F部
手首部分
指先部分

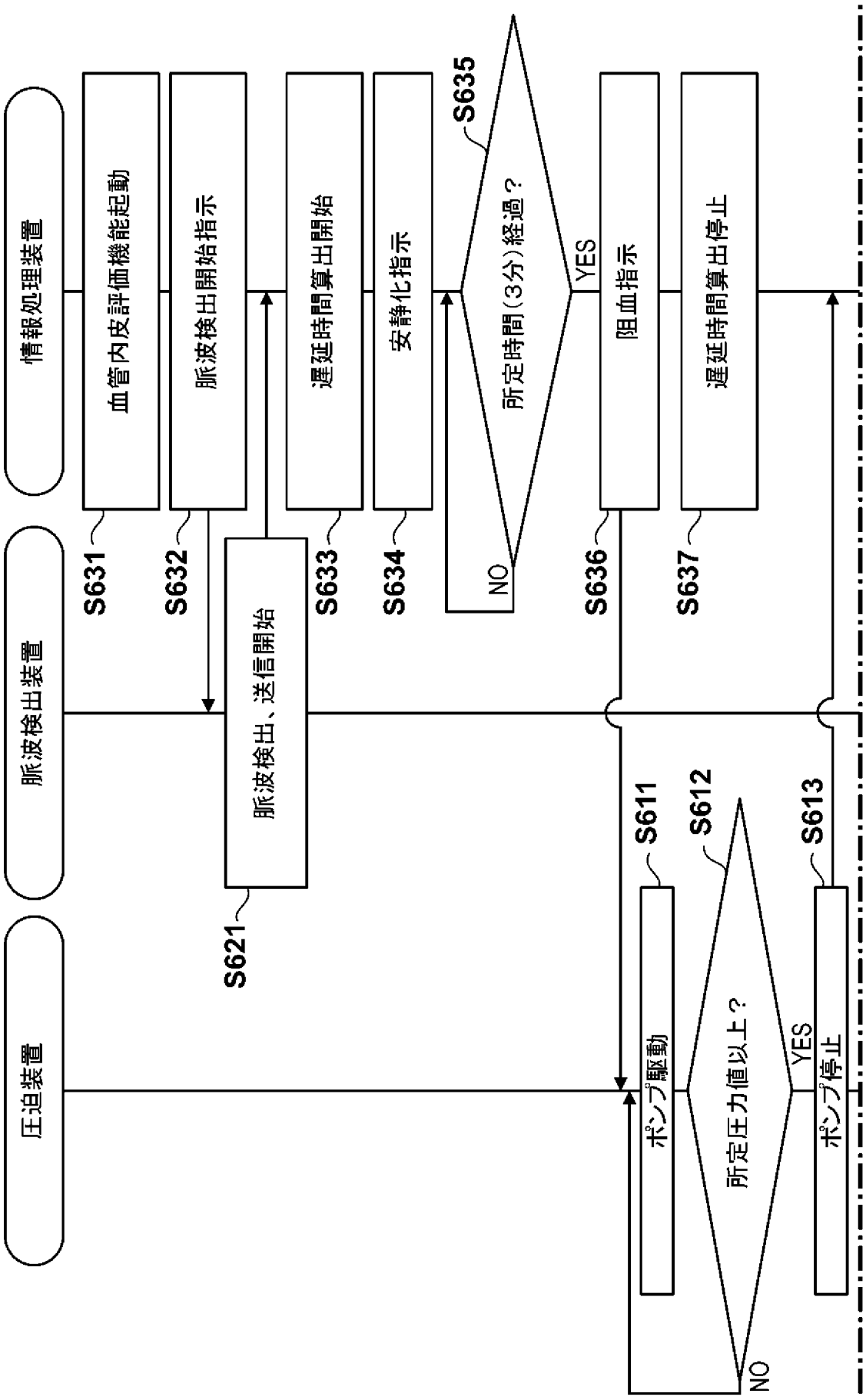
[図4]


130
情報処理装置
403
記憶部
411
血管内皮機能評価部
412
脈波データ（手首）
413
脈波データ（指先）
407
406
外部機器
I/F部
405
入力部
404
表示部
402
メモリ部
401
制御部

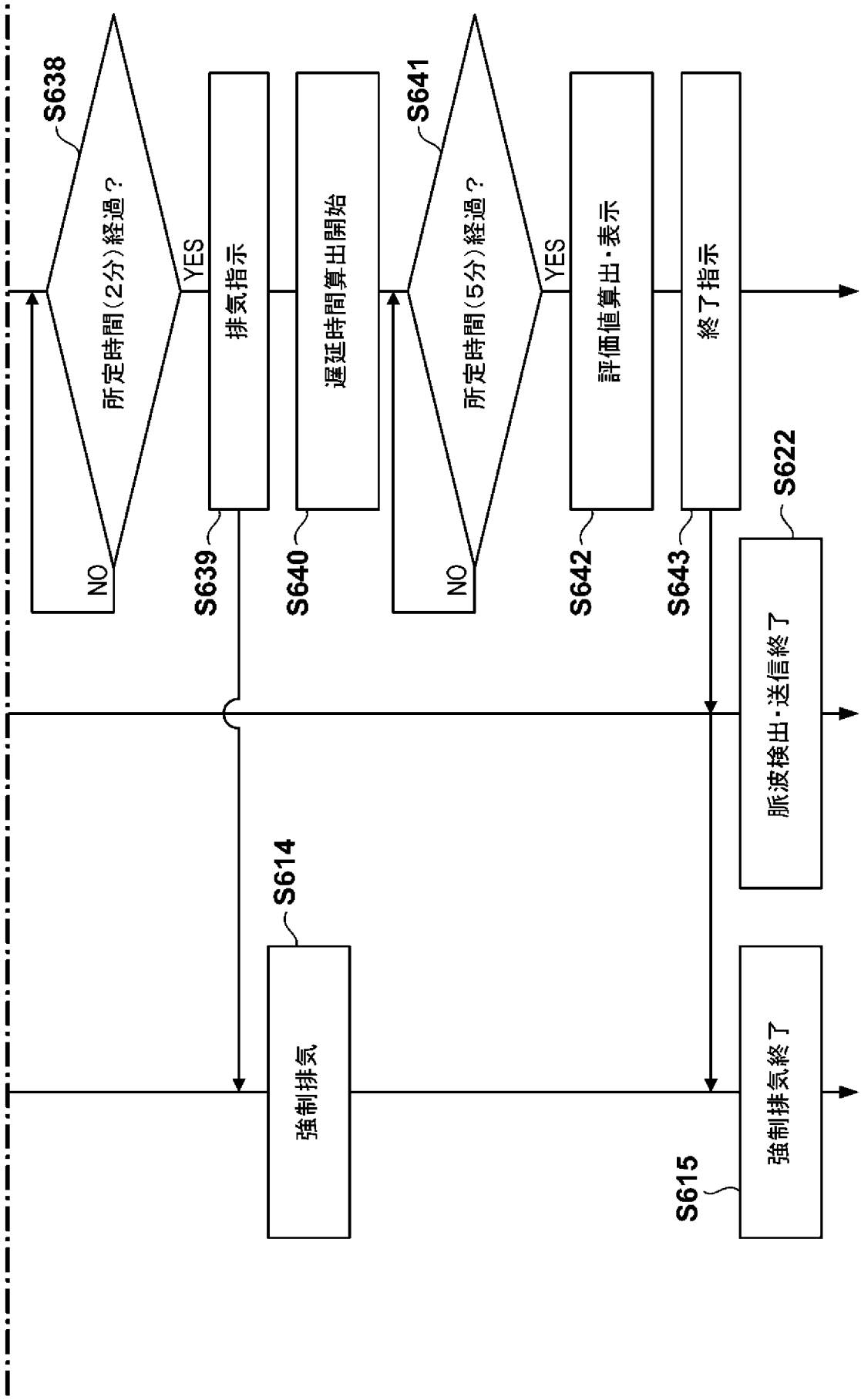
[図5]



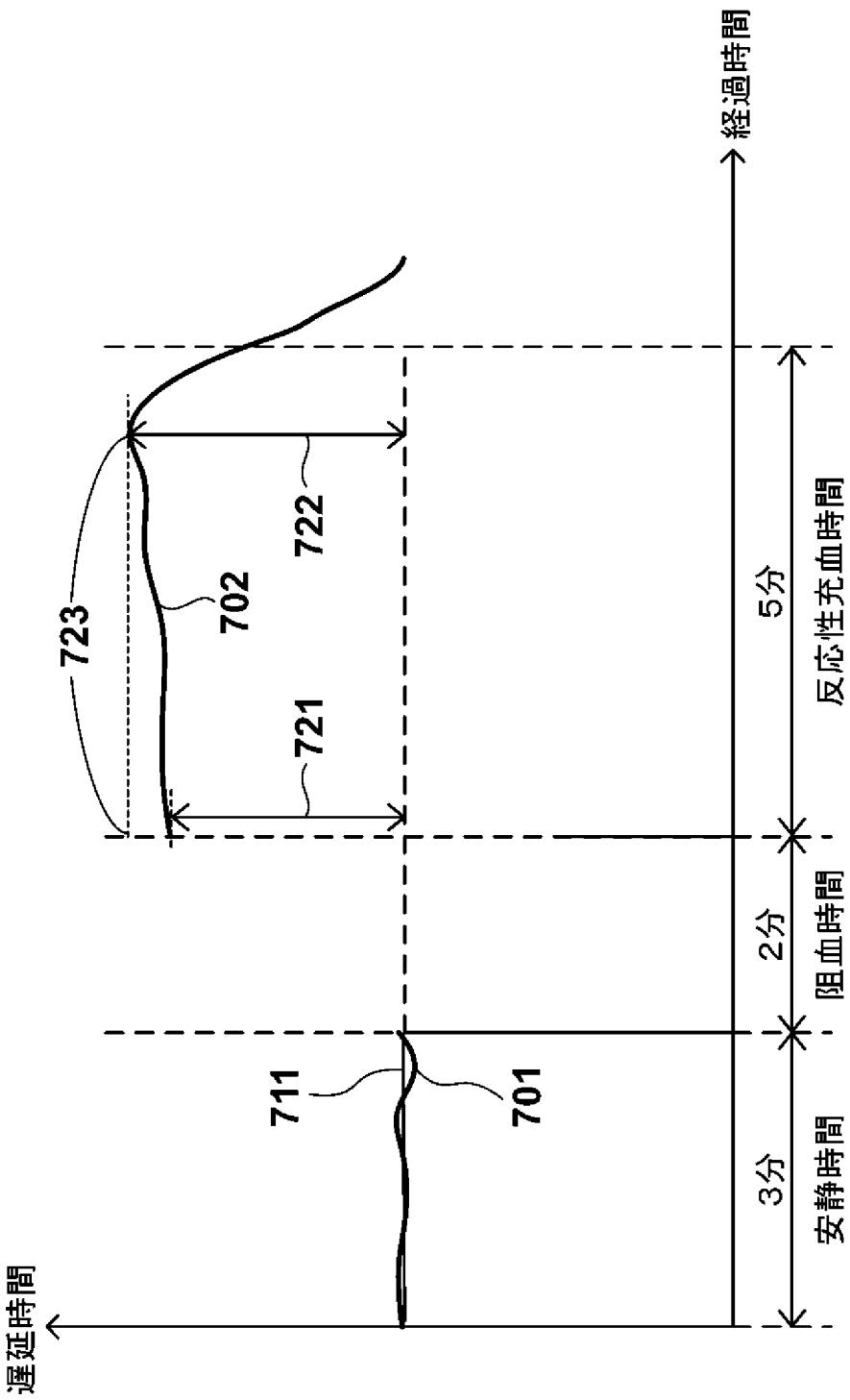
[図6A]


情報処理装置
脈波検出装置
圧迫装置
血管内皮評価機能起動
脈波検出開始指示
遅延時間算出開始
安静化指示
所定時間(3分)経過？
YES
NO
阻血指示
遅延時間算出停止
脈波検出、送信開始
ポンプ駆動
所定圧力値以上？
YES
NO
ポンプ停止
S631
S632
S633
S634
S635
S636
S637
S621
S611
S612
S613

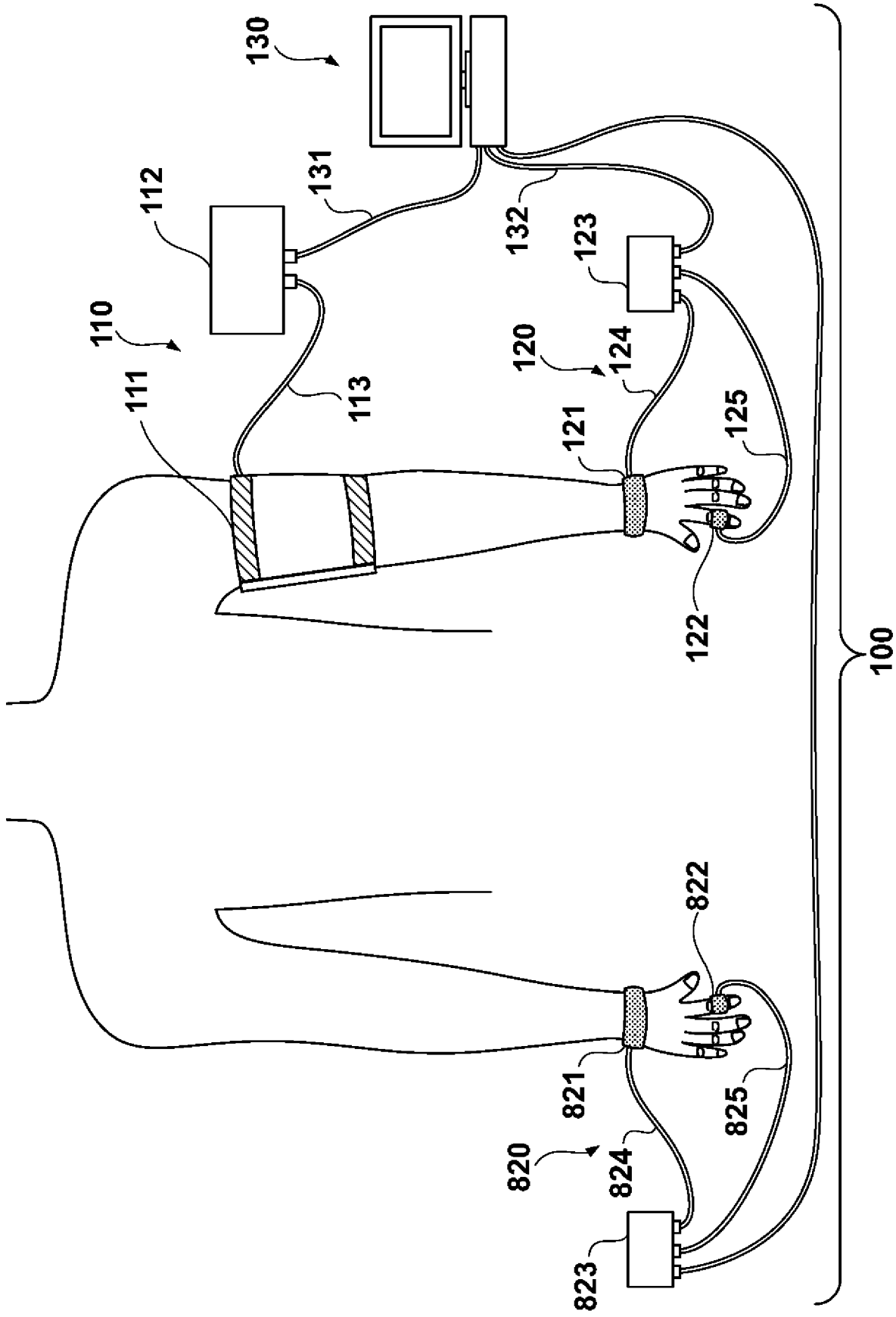
[図6B]


S638
所定時間（2分）経過？
NO
YES
S639
排気指示
S640
遅延時間算出開始
S641
所定時間（5分）経過？
NO
YES
S642
評価値算出・表示
S643
終了指示
S622
脈波検出・送信終了
S614
強制排気
S615
強制排気終了

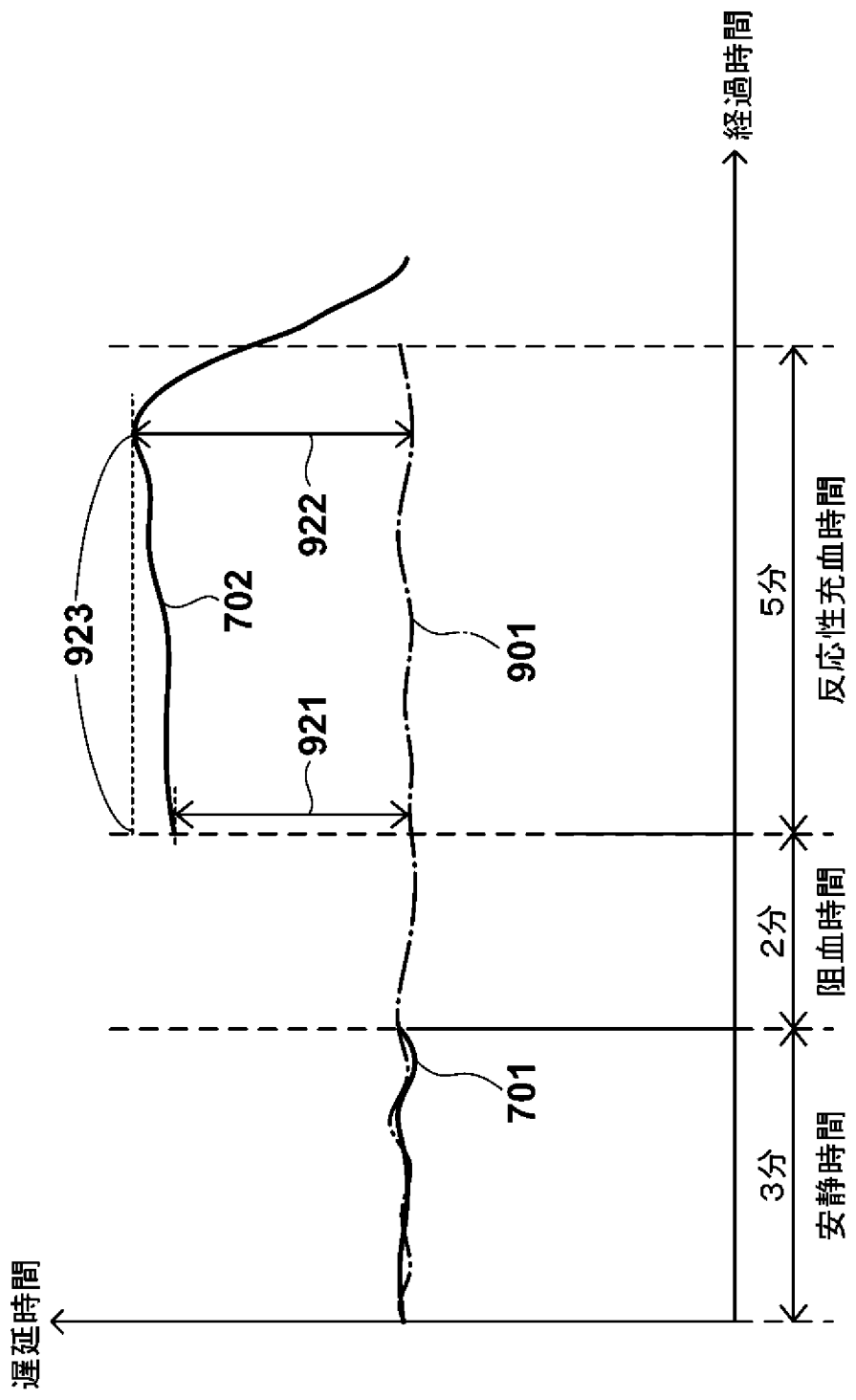
[図7]



[図8]


130
131
112
132
123
110
120
124
111
113
121
125
122
100
822
821
825
820
824
823

[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/008440

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/0245(2006.01)i, *A61B5/02*(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)
A61B5/0245, A61B5/02

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 2004-129979 A (Colin Corp., Jun'ichiro HAYANO), 30 April 2004 (30.04.2004), entire text; all drawings & JP 4187498 B2	1-9
Y	JP 2004-321253 A (Colin Medical Technology Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), entire text; all drawings & JP 3988674 B2	1-9

☐ 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
17 January, 2013 (17.01.13)	29 January, 2013 (29.01.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／００８４４０

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/02(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（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/0245, A61B5/02

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	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３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 2004-129979 A (日本コーリン株式会社、早野順一郎) 2004.04.30, 全文、全図 & JP 4187498 B2	1-9
Y	JP 2004-321253 A (コーリンメディカルテクノロジー株式会社) 2004.11.18, 全文、全図 & JP 3988674 B2	1-9

☐　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 １７．０１．２０１３	国際調査報告の発送日 ２９．０１．２０１３
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　９６０４ 伊藤　幸仙 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２