

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-89383

(P2015-89383A)

(43) 公開日 平成27年5月11日(2015.5.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2013-229058 (P2013-229058)
(22) 出願日 平成25年11月5日 (2013.11.5)(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(74) 代理人 100095728
弁理士 上柳 雅誉
(74) 代理人 100116665
弁理士 渡辺 和昭
(72) 発明者 村井 清昭
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
(72) 発明者 長石 道博
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

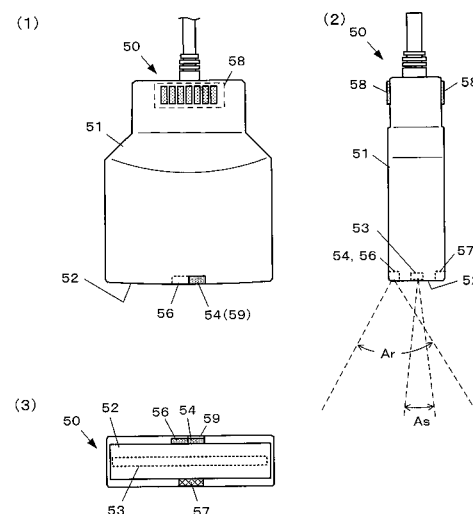
(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよび超音波計測装置

(57) 【要約】

【課題】超音波計測の計測対象の位置を検出する補助機能を、より安価に実現する。

【解決手段】超音波計測用の超音波素子部53を有する超音波プローブ50は、超音波計測範囲に重なるようにして赤色光を照射する第1発光部54および近赤外光を照射する第2発光部56と、生体4の皮下からの当該赤色光および近赤外光の反射光を受光する受光部57とを備える。受光した反射光の強度から超音波計測範囲に計測対象とする組織を検出し、検出されたことを報知部58で報知する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内の計測対象組織を超音波計測するための超音波素子部と、
光学計測によって前記計測対象組織を検出するための計測光の生体内の伝搬範囲が前記超音波素子部の測定範囲と重なるように設けられた前記計測光の発光部および受光部と、
を備えた超音波プローブ。

【請求項 2】

前記超音波素子部は、超音波素子列を有し、
前記発光部と受光部との間に、前記超音波素子列が配置された、
請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記光学計測によって前記計測対象組織が検出された旨を報知するための報知部を更に
備えた請求項 1 又は 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記報知部は、前記発光部の光を前記超音波プローブの側方に漏光あるいは導光する構造部でなり、

前記発光部の発光パターンが制御されることで前記報知がなされる請求項 3 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記計測対象組織は血管である、
請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載の超音波プローブと、
前記発光部および受光部を制御して前記光学計測を行い、前記計測対象組織を検出する
検出制御部と、
を備えた超音波計測装置。

【請求項 7】

請求項 4 に記載の超音波プローブと、
前記発光部および受光部を制御して前記光学計測を行い、前記計測対象組織を検出する
検出制御部と、
前記検出制御部により検出された場合に、所定の発光パターンで前記発光部を発光させる
報知制御部と、
を備えた超音波計測装置。

30

【請求項 8】

前記報知部は表示部でなる請求項 3 に記載の超音波プローブと、
前記発光部および受光部を制御して前記光学計測を行い、前記計測対象組織を検出する
水準を示す指標値を算出して、当該計測対象組織を検出する検出制御部と、
前記検出制御部により算出された指標値に応じて前記報知部を表示制御する報知制御部
と、
を備えた超音波計測装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内の組織を超音波計測するための超音波素子を備えた超音波プローブ等に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波計測装置により生体内の生体情報を非侵襲に計測する技術が周知である。

例えば、動脈硬化の指標となる頸動脈の I M T (Intima Media Thickness : 内膜中膜複合体厚) を計測することもその 1 つである。

50

頸動脈の測定では頸動脈を見つけ、測定ポイントを適切に決定しなければならない。通常は、オペレーターが医学的知識に基づいて計測対象とする頸動脈のおおよその位置に超音波プローブを当て、モニターに表示されるＢモード画像を見ながら測定対象とする頸動脈を詳細に探し出し、探し出した頸動脈を計測ポイントとして手動で設定する。こうした超音波プローブを当てる適切な位置や姿勢を速やかに見つける操作には熟練が必要とされる。近年では、こうした準備操作を補助する機能が考案されるようになった。例えば、特許文献１には、超音波ビームの反射波の受信信号強度を利用して自動で血管を検出する方法が開示されている。

【０００３】

また、非侵襲に生体情報を得る技術としては、動脈血の酸素飽和度を計測する技術が知られている。例えば、特許文献２および特許文献３では、生体組織に異なる波長の光を照射しその反射光や透過光を計測することで、動脈血流による吸光度の脈動成分比を算出し、吸光度の比から動脈血の酸素飽和度を算出する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２００２－１１００８号公報

【特許文献２】特開平６－９８８８１号公報

【特許文献３】特開２００５－９５５８１号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

特許文献１に開示されている検出方法では、血管位置検出用の超音波振動子列（超音波トランスデューサー列）と血流計測用の超音波振動子列とを備えた２次元配列型の超音波アレイを必要とするため、超音波プローブが高価になってしまう問題がある。

【０００６】

本発明は、超音波計測の計測対象の位置を検出する補助機能を、より安価に実現することを目的として考案されたものである。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

以上の課題を解決するための第１の発明は、生体内の計測対象組織を超音波計測するための超音波素子部と、光学計測によって前記計測対象組織を検出するための計測光の生体内の伝搬範囲が前記超音波素子部の測定範囲と重なるように設けられた前記計測光の発光部および受光部と、を備えた超音波プローブである。

【０００８】

第１の発明によれば、生体内を伝搬する計測光を照射して、生体内組織からの反射光を受光・計測して超音波計測の対象とする組織（計測対象組織）を検出できる。従来のように、比較的高価な２次元配列型の超音波アレイを用意する必要はなく、より安価に計測対象を検出する補助機能を超音波プローブに付与することができる。

【０００９】

第２の発明は、前記超音波素子部が、超音波素子列を有し、前記発光部と受光部との間に、前記超音波素子列が配置された、第１の発明の超音波プローブである。

【００１０】

第２の発明によれば、発光部と受光部とを結ぶ線分が、超音波素子列と交差することになる。よって、計測対象組織の長手方向に対して適切な位置関係で計測対象組織の存在を検出することができる。

特に、計測対象組織が血管である場合、発光部と受光部とが血管方向に沿って配置されると計測光が血管内をより長く伝搬してから受光部に至るので、より精度良く計測対象組織の存在を検出できる。そして、血管を対象とする超音波計測では、例えば血管の断面（血管の走行方向と直交する断面）を計測するので、計測対象組織の存在検出にとってもそ

10

20

30

40

50

の後につづく超音波計測にとっても都合がよい。

【0011】

第3の発明は、前記光学計測によって前記計測対象組織が検出された旨を報知するための報知部を更に備えた第1又は第2の発明の超音波プローブである。

【0012】

従来の技術、特に特許文献1の技術では、オペレーターは超音波プローブを操る手元とは別のモニター画面に映し出される超音波画像に注視し、そこから計測対象組織の存在を読み解かねばならず、超音波プローブの位置調整に熟練と集中力が要求された。

しかし、第3の発明によれば、計測対象組織を検出すると報知が行われるので、オペレーターは超音波プローブを操る手元に注目しさえすれば、超音波画像を読み解く必要もなく、そのための集中力も要求されない。オペレーターの操作負担を大幅に減らすことができる。

【0013】

第4の発明は、前記報知部が、前記発光部の光を前記超音波プローブの側方に漏光あるいは導光する構造部であり、前記発光部の発光パターンが制御されることで前記報知がなされる第3の発明の超音波プローブである。

【0014】

第4の発明によれば、報知部として、独立した専用の発光部などを設けなくてよいので製造コストをより低減できる。

【0015】

第5の発明は、前記計測対象組織は血管である、第1～第4の何れかの発明の超音波プローブである。

【0016】

第5の発明は、第1～第4の発明の特徴を全て有するので、血管を超音波計測するのに極めて有効である。

【0017】

第6の発明は、第1～第5の何れかの発明の超音波プローブと、前記発光部および受光部を制御して前記光学計測を行い、前記計測対象組織を検出する検出制御部と、を備えた超音波計測装置である。

【0018】

第6の発明によれば、第1～第5の何れかの発明と同様の効果が得られる。

【0019】

第7の発明は、第4の発明の超音波プローブと、前記発光部および受光部を制御して前記光学計測を行い、前記計測対象組織を検出する検出制御部と、前記検出制御部により検出された場合に、所定の発光パターンで前記発光部を発光させる報知制御部と、を備えた超音波計測装置である。

【0020】

第7の発明によれば、第4の発明と同様の効果が得られる。

【0021】

第8の発明は、前記報知部は表示部となる第3の発明の超音波プローブと、前記発光部および受光部を制御して前記光学計測を行い、前記計測対象組織を検出する水準を示す指標値を算出して、当該計測対象組織を検出する検出制御部と、前記検出制御部により算出された指標値に応じて前記報知部を表示制御する報知制御部と、を備えた超音波計測装置である。

【0022】

第8の発明によれば、計測対象組織の判定に用いる指標値の状態を報知部による表示を使ってオペレーターに知らせることができる。よって、オペレーターはこの表示をたよりとすることでより素早く効率的に計測対象組織のある場所を探し出すことができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

10

20

30

40

50

【図 1】超音波計測装置のシステム構成例を示す図。

【図 2】第 1 実施形態における超音波プローブの構成例を示す三面図。

【図 3】計測対象組織の検出原理について説明する図。

【図 4】超音波計測の流れについて説明する図。

【図 5】第 1 実施形態の超音波計測装置の機能構成例を示すブロック図。

【図 6】第 1 実施形態における計測対象組織の存在検出並びに超音波計測に係る処理の流れを説明するためのフローチャート。

【図 7】第 2 実施形態における超音波プローブの構成例を示す三面図。

【図 8】第 2 実施形態の超音波計測装置の機能構成例を示すブロック図。

【図 9】第 2 実施形態における計測対象組織の存在検出並びに超音波計測に係る処理の流れを説明するためのフローチャート。

10

【図 10】図 9 より続くフローチャート。

【図 11】超音波プローブの構成の変形例を示す図。

【図 12】超音波プローブの構成の変形例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0024】

〔第 1 実施形態〕

図 1 は、本実施形態における超音波計測装置 10 のシステム構成例を示す図である。超音波計測装置 10 は、生体 4 の内部の所定の計測対象組織を超音波計測して生体情報を得るための装置である。

20

本実施形態における計測対象組織は、血管、より具体的には動脈とするが、それ以外の組織であってもよい。また、計測する生体情報は、適宜設定可能である。例えば、血管径や、動脈硬化指標値、弾性指標値、血圧、血管年齢、I M T (Intima Media Thickness: 血管の内膜中膜複合体厚) などである。

【0025】

超音波計測装置 10 は、計測結果や操作情報等を画像表示するための表示部および操作入力部を兼ねるタッチパネル 12 と、操作入力をするためのキーボード 14 と、超音波プローブ 50 (深触子) と、処理装置 30 とを備える。処理装置 30 には、制御基板 31 が搭載されており、タッチパネル 12, キーボード 14, 超音波プローブ 50 などの装置各部と信号送受可能に接続されている。

30

【0026】

制御基板 31 には、C P U (Central Processing Unit) 32 や、A S I C (Application Specific Integrated Circuit)、各種 L S I (Large Scale Integration) の他、I C メモリーやハードディスク等による記憶媒体 33 と、外部装置とのデータ通信を実現する通信 I C 34 とが搭載されている。処理装置 30 は、記憶媒体 33 に記憶されている測定プログラムを C P U 32 等が実行することにより本実施形態に係る各種機能を実現する。

【0027】

具体的には、処理装置 30 の制御により、超音波計測装置 10 は超音波プローブ 50 から生体 4 へ超音波パルスを発信・照射し、その反射波を受信する。そして受信した反射波を増幅・信号処理することにより、生体 4 の血管 6 などの生体内構造の位置情報や経時変化などを計測し、目的とする生体情報を逐次算出し記憶することができる。反射波信号には、いわゆる A モード、B モード、M モード、カラードップラーの各モードの画像が含まれる。勿論、これら以外の形式のデータでもよい。超音波を用いた測定 (サンプリング) は所定周期で繰り返し実行される。測定単位を「フレーム」と呼称する。本実施形態のサンプリングは 20 f p s (Frames Per Second) 以上で行われる。

40

【0028】

図 2 は、本実施形態における超音波プローブ 50 の構成例を示す三面図である。図 2 (1) が正面図、図 2 (2) が側面図、図 2 (3) が下面図すなわち生体 4 の皮膚面に押し当てる側から見た図である。

50

【 0 0 2 9 】

本実施形態の超音波プローブ 5 0 は、基本的には公知の超音波プローブと同様に実現されるが次の点で異なる特徴を有する。

すなわち、本体ケース 5 1 と一体にして、超音波照射する計測面 5 2 側に、超音波素子部 5 3 と、第 1 発光部 5 4 と、第 2 発光部 5 6 と、受光部 5 7 とを備える。また、本体ケース 5 1 の上部には、報知部 5 8 を備える。本実施形態の超音波計測装置 1 0 は、第 1 発光部 5 4 と第 2 発光部 5 6 から照射された計測光の生体 4 からの反射光を受光部 5 7 で受光・計測して超音波計測の対象となる組織の存在を検知し、計測対象組織の存在が検出された旨を報知部 5 8 でオペレーターへ報知することができる。

【 0 0 3 0 】

超音波素子部 5 3 は、複数の超音波振動子（超音波トランスデューサー）を列状に配列した素子群、例えば、超音波振動子を 1 列に配置した公知のリニア型アレイにより実現できる。なお、超音波振動子の並びは、1 列に限らず超音波計測の目的に応じて配列数は適宜設定可能である。

【 0 0 3 1 】

第 1 発光部 5 4 および第 2 発光部 5 6 は、本体ケース 5 1 の下面から下方へ向けて計測光を照射する。より具体的には、計測光の伝搬範囲 A_r が、超音波素子部 5 3 による超音波の計測範囲 A_s と重なるように第 1 発光部 5 4 および第 2 発光部 5 6 が配置されている。

【 0 0 3 2 】

第 1 発光部 5 4 は、660 nm 付近の光と赤色可視光を発する発光素子であって、超音波計測の計測対象組織を光学計測で検出するための 2 種類の計測光のうち一方を照射する。例えば、赤色 LED (Light Emitting Diode) により実現されるが、その他の発光素子により実現するとしてもよい。本実施形態の第 1 発光部 5 4 は、超音波素子部 5 3 による超音波の発信方向すなわち計測面 5 2 の法線方向へ向けて計測光を発するように設けられている。

【 0 0 3 3 】

第 2 発光部 5 6 は、880 nm 付近の近赤外光を発する発光素子であって、2 種類の計測光のうち他方を照射する。例えば、赤外線 LED により実現されるが、その他の発光素子により実現するとしてもよい。本実施形態の第 2 発光部 5 6 も、超音波素子部 5 3 による超音波の発信方向すなわち計測面 5 2 の法線方向へ向けて計測光を発するように設けられている。

【 0 0 3 4 】

もし、第 1 発光部 5 4 と第 2 発光部 5 6 の何れか一方が他方に要求される発光特性をも満たすならば、当該他方の発光部を省略し、第 1 発光部 5 4 と第 2 発光部 5 6 とをまとめて 1 つの発光素子で実現するとしてもよい。

【 0 0 3 5 】

受光部 5 7 は、第 1 発光部 5 4 および第 2 発光部 5 6 から照射された探査光の反射光を受光し、受光強度に応じた信号を出力する素子である。例えば、フォトダイオードなどの光センサーにより実現できる。本実施形態では、計測面 5 2 の法線方向からの光を受光可能に設けられている。

【 0 0 3 6 】

そして、本実施形態では、第 1 発光部 5 4 および第 2 発光部 5 6 と、受光部 5 7 とは、超音波素子列を挟む位置に配置されている。具体的には、第 1 発光部 5 4 と第 2 発光部 5 6 は、超音波素子部 5 3 の素子列の左右（図 2（3）では上下）の一方側にあたる計測面 5 2 の外縁部に互いに近接して設けられている。一方、受光部 5 7 は、超音波素子部 5 3 の素子列の左右（図 2（3）では上下）の他方側にあたる計測面 5 2 の外縁部に互いに近接して設けられている。

【 0 0 3 7 】

なお、計測面 5 2 の外縁部には、第 1 発光部 5 4 が発した光が、本体ケース 5 1 の側方

10

20

30

40

50

に漏れるように構造部 5 9 が設けられている。構造部 5 9 は、本体ケース 5 1 に設けた切り欠きや貫通孔、窓によって実現することができる。あるいは、第 1 発光部 5 4 から光を導く導光材を設けることで実現してもよい。勿論、第 1 発光部 5 4 が側面に露出する構成であってもよい。

【0038】

報知部 5 8 は、光でオペレーターへ超音波計測装置 1 0 の計測に係る状態（計測ステータス）を報知する表示部であって、小型のフラットパネルディスプレイや LED などの発光素子により実現される。本実施形態では複数の LED の配列により構成される。

【0039】

報知部 5 8 は、報知パターン（本実施形態では、明滅パターンや色、明暗などの組み合わせからなる発光パターンと言い換えできる）によって、単数又は複数種類の報知を行う。本実施形態における報知は、1）計測対象組織の存在の確からしさ（計測対象組織を検出する水準）を示す指標値の大きさ、すなわち確からしさの程度を発光する LED の数に置き換えて表示する“組織検出判定中”と、2）計測対象組織が検出されたこと告げる“組織検出”と、3）超音波計測が実施されていることを告げる“超音波計測中”とを含む。

10

【0040】

なお、報知内容は、これら 3 つの状態以外にも適宜含めることができる。逆に“組織検出判定中”や“超音波計測中”を省略することもできる。また、本実施形態では光で報知する構成としているが音で報知する構成としてもよい。その場合は、適宜、報知部 5 8 にスピーカーを含めるとよい。

20

【0041】

図 3 は、第 1 発光部 5 4 および第 2 発光部 5 6 と、受光部 5 7 とによる計測対象組織の検出原理について説明する図である。

超音波プローブ 5 0 の計測面 5 2 を生体 4 の皮膚に軽く当て、第 1 発光部 5 4 および第 2 発光部 5 6 から計測光を皮下へ向けて照射すると、計測面 5 2 の下にある組織に応じた反射光を受光部 5 7 で計測することができる。

【0042】

公知の反射型パルスオキシメーターの技術から明らかなように、第 1 発光部 5 4 が照射する赤色光および第 2 発光部 5 6 が照射する近赤外光は、血中のオキシヘモグロビンによる吸光度と、デオキシヘモグロビンによる吸光度とが異なる。また、血管 6 の吸光度は心臓の拍動により変動・脈動する。

30

血管 6 とその周辺組織について着目すれば、血管 6 による反射光の変動率（受光強度の変動率）は、血管 6 の周辺組織による反射光の変動率よりも大きいことになる。

つまり、反射光の変動率により、受光部 5 7 で受光している反射光が血管 6 によるものなのか周辺組織によるものであるか、言い換えれば、その時点で超音波プローブ 5 0 を当てている位置の皮下に血管 6 があるか皮下組織があるかを判定することができる。

【0043】

具体的には、赤色光の波形変動幅（ V_{ac} ）を波形平均電圧（ V_{dc} ）で除した赤色反射光変動率（ V_{ac}/V_{dc} ） $_R$ と、近赤外光の波形変動幅（ V_{ac} ）を波形平均電圧（ V_{dc} ）で除した近赤外反射光変動率（ V_{ac}/V_{dc} ） $_I$ とを算出する。そして、変動率を表す値として“検出判定パラメーター値 {（ V_{ac}/V_{dc} ） $_R$ + （ V_{ac}/V_{dc} ） $_I$ }”を算出し、この検出判定パラメーター値を所定の検出判定閾値と比較する。そして、当該閾値以上であれば、血管 6 の反射光を受光していると判断し、閾値未満であれば血管 6 の周辺組織による反射光を受光していると判断する。

40

【0044】

ちなみに、公知の反射型パルスオキシメーターでも、赤色光反射変動率（ V_{ac}/V_{dc} ） $_R$ と、近赤外反射光変動率（ V_{ac}/V_{dc} ） $_I$ とを算出するが、動脈酸素飽和度を求める際には、前者を後方で割った値 {（ V_{ac}/V_{dc} ） $_R \div$ （ V_{ac}/V_{dc} ） $_I$ }を用いる。

これに対して、本実施形態では、赤色反射光変動率と近赤外反射光変動率との 2 種類の

50

変動率の和を血管の検出判定に用いる点が大きく異なる。赤色反射光変動率と近赤外反射光変動率との２種類の変動率の和を用いることにより、公知の反射型パルスオキシメーターをそのまま血管検出に用いる場合よりも、格段に判定精度を高めることが可能となっている。

【 0 0 4 5 】

図 4 は、本実施形態における超音波計測の流れについて説明する図である。

オペレーターが所定の準備操作を実行すると、図 4 (1) に示すように、超音波計測装置 1 0 は第 1 発光部 5 4 と第 2 発光部 5 6 とから計測対象組織検出用に計測光の照射を開始し、更に受光部 5 7 による受光結果に基づく検出判定を開始する。また、報知部 5 8 をその検出判定に用いる検出判定パラメーター値 (計測対象組織の存在の確からしさを示す指標値) の大きさをレベル表示させる。

10

【 0 0 4 6 】

オペレーターは、構造部 5 9 から第 1 発光部 5 4 が発している赤色光や、報知部 5 8 の “ 組織検出判定中 ” を示す報知パターンにより検出準備が整ったことを理解し、超音波プローブ 5 0 を生体 4 に押し当てる。なお、第 1 発光部 5 4 と第 2 発光部 5 6 の発光開始と合わせて、タッチパネル 1 2 にて、計測対象組織があると推測される大凡の位置に超音波プローブ 5 0 が当たるように促す表示をするとしてもよい。

【 0 0 4 7 】

オペレーターは、計測対象組織 (血管 6) を探すように超音波プローブ 5 0 を当てる位置を調整する。報知部 5 8 のレベル表示が位置調整の頼りとなる。

20

やがて、図 4 (2) に示すように、超音波プローブ 5 0 が血管 6 の上に至ると、超音波計測装置 1 0 は図 3 で説明したようにしてこれを検出し、計測ステータスは “ 組織検出 ” となる。超音波計測装置 1 0 は、第 1 発光部 5 4 と第 2 発光部 5 6 と報知部 5 8 とを、検出した旨を報知するための所定検出報知パターン (例えば、1 Hz で明滅する発光パターン) で制御する。報知部 5 8 については、発光色を制御できるのであれば、所定色に変更するように制御するのもよいであろう。

【 0 0 4 8 】

オペレーターは、第 1 発光部 5 4 や第 2 発光部 5 6、報知部 5 8 の発光パターンが変わったことで、位置調整が完了し、血管が検出されて、超音波計測に適した位置にあることを理解して超音波プローブ 5 0 をその位置と姿勢を維持するように努める。

30

【 0 0 4 9 】

計測対象組織が検出されると、続いて図 4 (3) に示すように、計測ステータスが “ 超音波計測中 ” となる。超音波計測装置 1 0 は、報知部 5 8 を超音波計測の開始を報知する超音波計測報知パターン (例えば、長点灯と短点灯の繰り返し発光パターン) で発光させ、更に自動的に超音波素子部 5 3 を用いた超音波計測を開始する。勿論、超音波計測を開始する前に、適宜タッチパネル 1 2 にて超音波計測が開始される旨を告げる表示をしてもよい。

【 0 0 5 0 】

超音波計測は、所定の終了条件を満たすまで継続される。終了条件は、例えば計測時間が所定時間経過したことであったり、オペレーターによる計測終了操作などとする事ができる。超音波計測装置 1 0 は、終了条件を満たしたことを検出すると、超音波計測を終了し、報知部 5 8 を消灯制御する。

40

【 0 0 5 1 】

[機能構成の説明]

次に、本実施形態を実現するための機能構成について説明する。

図 5 は、本実施形態の超音波計測装置 1 0 の機能構成例を示すブロック図である。超音波計測装置 1 0 は、操作入力部 1 0 0 と、送信部 1 0 2 と、受信部 1 0 4 と、計測光照射部 1 1 0 と、受光部 1 1 2 と、報知出力部 1 1 4 と、処理部 2 0 0 と、画像表示部 3 6 0 と、記憶部 5 0 0 とを備える。

【 0 0 5 2 】

50

操作入力部 100 は、オペレーターによる各種操作入力を受け付け、操作入力に応じた操作入力信号を処理部 200 へ出力する。ボタンスイッチやレバースイッチ、ダイヤルスイッチ、トラックパッド、マウス、などにより実現できる。図 1 のタッチパネル 12 やキーボード 14 がこれに該当する。

【0053】

送信部 102 は、パルス電圧に基づいて超音波を照射する。

受信部 104 は、送信部 102 によって照射された超音波が生体 4 の生体内で反射した反射波信号を受信し、電気信号に変換して出力する。図 2 の超音波素子部 53 が、送信部 102 および受信部 104 に該当する。

【0054】

計測光照射部 110 は、超音波計測の対象となる組織（計測対象組織）の存在を検出するための計測光を、送信部 102 による超音波照射範囲すなわち超音波計測の測定範囲と重なるように照射する。発光素子や、光学素子、光学フィルターなどにより実現される。図 2 の第 1 発光部 54 および第 2 発光部 56 がこれに該当する。

【0055】

受光部 112 は、計測光の反射光を受光して電気信号に変換し出力する。公知の光センサーや、光学素子、光学フィルターなどにより実現される。図 2 の受光部 57 がこれに該当する。

【0056】

報知出力部 114 は、計測に係る各種進行状況（計測ステータス）を報知する出力をする。例えば、液晶パネルディスプレイ等の画像表示装置や、LED、スピーカー、バイブレーター、などにより実現することができるが、本実施形態では図 1 のタッチパネル 12 や図 2 の報知部 58 がこれに該当する。

【0057】

処理部 200 は、例えば、CPU や GPU 等のマイクロプロセッサや、ASIC、IC メモリーなどの電子部品によって実現される。そして、処理部 200 は、各機能部との間でデータの入出力制御を行い、所定のプログラムや各種データに基づいて各種の演算処理を実行して、血管位置を判定し、生体 4 の生体情報を算出する。図 1 の処理装置 30 および制御基板 31 がこれに該当する。

【0058】

本実施形態では、処理部 200 は、超音波計測制御部 210 と、検出制御部 220 と、報知制御部 240 と、生体情報算出部 250 と、画像生成部 260 とを有する。

【0059】

超音波計測制御部 210 は、照射制御部 212 と、送受信制御部 214 と、受信合成部 216 とを有し、超音波計測を統合的に制御する。本実施形態でのサンプリングレートは 20 回 / 秒以上のサンプリング速度とし、その一例として 20 fps で測定するものとする。

【0060】

照射制御部 212 は、超音波プローブ 50 から発信する超音波パルスのタイミングを制御し、送信制御信号を送受信制御部 214 へ出力する。

【0061】

送受信制御部 214 は、照射制御部 212 からの送信制御信号に従ってパルス電圧を発生させて送信部 102 へ出力する。その際、送信遅延処理を行って各超音波振動子へのパルス電圧の出力タイミングの調整を行うことができる。また、送受信制御部 214 は、受信部 104 から出力された反射波信号の増幅やフィルター処理を行って、その結果を受信合成部 216 へ出力することができる。

【0062】

受信合成部 216 は、必要に応じて遅延処理等を行っていわゆる受信信号のフォーカスに係る処理等を実行して反射波信号を生成する。

【0063】

10

20

30

40

50

検出制御部 220 は、光学計測により超音波計測の対象とする組織の検出に係る制御を行う。本実施形態では、計測光照射部 110 の発光を制御する計測光発光制御部 222 と、受光部 112 からの出力信号を受信して光学計測に係る各種パラメータ値を算出し計測対象組織を検出する検出判定部 224 とを含む。

【0064】

計測対象組織の存在を検出する光学計測に係る各種パラメータ値は、記憶部 500 に記憶される。例えば、赤色光波形平均値 511 と、赤色光波形変動幅 512 と、赤色反射光変動率 513 と、近赤外光波形平均値 521 と、近赤外光波形変動幅 522 と、近赤外反射光変動率 523 と、検出判定パラメータ値 530 と、が算出されて記憶される。

【0065】

報知制御部 240 は、報知出力部 114 の出力を制御する。本実施形態では、検出制御部 220 により計測対象組織の存在が検出された場合に、計測光照射部 110 や報知出力部 114 を所定の発光パターンで発光させる制御を行うことができる。

【0066】

生体情報算出部 250 は、受信合成部 216 が生成した反射波信号に基づいて、計測対象組織に関する生体情報を算出する。例えば、血管径や、動脈硬化指標値、弾性指標値、血圧、血管年齢、IMT (Intima Media Thickness: 血管の内膜中膜複合体厚) などである。算出結果は、記憶部 500 に生体情報計測結果 540 として記憶する。なお、生体情報計測結果 540 には、算出結果の基になった反射波信号のデータも適宜含めることができる。

【0067】

画像生成部 260 は、各種操作画面や、計測対象組織の存在検出に関する画像、超音波計測および生体情報測定の結果を表示するための画像、計測ステータスを通知する画像などを生成し画像表示部 360 へ出力する。

【0068】

画像表示部 360 は、画像生成部 260 から入力される画像データを表示する。図 1 のタッチパネル 12 がこれに該当する。

【0069】

記憶部 500 は、IC メモリーやハードディスク、光学ディスクなどの記憶媒体により実現され、各種プログラムや、処理部 200 の演算過程のデータなどの各種データを記憶する。図 1 では、処理装置 30 の制御基板 31 に搭載されている記憶媒体 33 がこれに該当する。なお、処理部 200 と記憶部 500 の接続は、装置内の内部バス回路による接続に限らず、LAN (Local Area Network) やインターネットなどの通信回線でも実現しても良い。その場合、記憶部 500 は超音波計測装置 10 とは別の外部記憶装置により実現されとしてもよい。

【0070】

記憶部 500 は、計測プログラム 501 と、反射波信号 510 と、赤色光波形平均値 511 と、赤色光波形変動幅 512 と、赤色反射光変動率 513 と、近赤外光波形平均値 521 と、近赤外光波形変動幅 522 と、近赤外反射光変動率 523 と、検出判定パラメータ値 530 と、生体情報計測結果 540 とを記憶する。

【0071】

処理部 200 は、計測プログラム 501 を読み出して実行することにより、超音波計測制御部 210 や、検出制御部 220、報知制御部 240、生体情報算出部 250、画像生成部 260 等の機能を実現する。

なお、これらの機能部を電子回路等のハードウェアで実現する場合には、当該機能を実現させるためのプログラムの一部を省略することができる。例えば、検出制御部 220 を LSI 等で実現するならば、検出制御部 220 の機能を実現させるためのプログラム部分、すなわち検出判定プログラム 502 を省略できる。

【0072】

反射波信号 510 は、超音波計測により得られた反射波信号のデータであって、超音波

10

20

30

40

50

計測制御部 210 によってフレーム毎に生成される。例えば、1つの反射波信号 510 には、超音波振動子の識別情報 (Tr) と測定されたフレーム識別情報 (fr) とが対応づけて格納される。

【0073】

なお、記憶部 500 は、これら以外にも、各種フラグ、計時用のカウンタ値など、血管位置の判定並びに生体情報の算出に必要なデータを適宜記憶することができる。

【0074】

[処理の流れの説明]

次に、超音波計測装置 10 の動作について説明する。

図 6 は、超音波計測装置 10 の計測対象組織の存在検出並びに超音波計測に係る処理の流れを説明するためのフローチャートである。

処理部 200 は、まず、計測対象組織の検出量の発光パターン (例えば、常時点灯状態) で第 1 発光部 54 および第 2 発光部 56 の発光を開始する (ステップ S10)。そして、受光部 57 による受光結果に基づいて検出判定パラメータ値 530 の逐次算出を開始し (ステップ S12)、報知部 58 による検出判定パラメータ値 530 のレベル表示を開始する (ステップ S14)。また、計測対象組織の存在検出の準備が整ったので超音波プローブ 50 を、皮下に計測対象組織 (本実施形態では血管 6, より具体的には動脈) が位置していそうな大体の皮膚面位置に当てて、位置調整するようにオペレーターに促す案内画像を生成し、タッチパネル 12 にて表示させる (ステップ S16)。

【0075】

逐次算出される検出判定パラメータ値 530 が所定の検出判定閾値に達すると (ステップ S20 の YES)、処理部 200 は報知部 58 を検出報知パターンで制御し (ステップ S22)、第 1 発光部 54 を検出報知パターンで発光制御する (ステップ S24)。そして、タッチパネル 12 に、計測対象組織が検出された旨を告げる画面を表示させる (ステップ S26)。

【0076】

次いで、処理部 200 は、報知部 58 を超音波計測パターンによる制御を開始し (ステップ S28)、第 1 発光部 54 を超音波計測パターンにより発光させる制御を開始する (ステップ S30)。そして、タッチパネル 12 に超音波計測を開始する旨を告げる画面を表示させる (ステップ S44)。

【0077】

そして、処理部 200 は超音波計測を開始し (ステップ S50)。超音波計測結果に基づく生体情報の算出と記録を開始する (ステップ S52)。なお、開始前には適宜カウントダウン処理すると好適であろう。また、第 1 発光部 54 および第 2 発光部 56 からの発光を適宜停止してもよい。

【0078】

超音波計測を開始した後、所定の終了条件を満たしたことを検出すると (ステップ S54 の YES)、処理部 200 は計測終了処理を実行し (ステップ S60) 一連の処理を終了する。

【0079】

以上、本実施形態によれば、超音波計測の計測対象の位置を検出する補助機能を実現することができる。しかも、補助機能を実現するために従来のような 2 次元配列型の超音波アレイを必要とせず、第 1 発光部 54 と第 2 発光部 56 とを用意すれば済むのでより安価に補助機能を実現することができる。計測ステータスの報知についても、構造部 59 からの漏光で十分とするならば報知部 58 も省略可能であり、更に安価に補助機能を実現できる。

【0080】

また、従来、特に特許文献 1 の技術では、オペレーターは超音波プローブを操る手元とは別のモニター画面に映し出される超音波画像に注視し、そこから計測対象組織の存在を読み解かねばならず、超音波プローブの位置調整に熟練や集中力が要求された。しかし、

10

20

30

40

50

本実施形態では、計測対象組織を検出すると超音波プローブで検出を告げる報知が行われるので、オペレーターは超音波プローブを操る手元に注目しさえすれば、超音波画像を読み解く必要もなく、そのための集中力も要求されない。オペレーターの操作負担を大幅に減らすことができる。

【0081】

なお、本実施形態では、第1発光部54と第2発光部56とからそれぞれ異なる波長の計測光を照射する構成としたが、何れか一方を省略することもできる。

【0082】

また、超音波計測と並行して、あるいは超音波計測とは別に、第1発光部54と第2発光部56と受光部57とを公知の反射型パルスオキシメーターとして機能させることもできる。

10

【0083】

〔第2実施形態〕

次に、本発明を適用した第2実施形態について説明する。

本実施形態は、基本的には第1実施形態と同様に実現されるが、計測対象組織の存在を検出するための光学計測に係る制御を、処理装置30ではなく超音波プローブにて行う点が異なる。なお、以降では第1実施形態との差異について主に述べることで、第1実施形態と同様の構成要素については同じ符号を付与して重複する説明は省略する。

【0084】

図7は、本実施形態における超音波プローブ50Bの構成例を示す三面図である。本実施形態の超音波プローブ50Bは、本体ケース51の内部にプローブ制御基板60を備える。当該基板は、CPU61と、ICメモリー62と、第1発光部54や第2発光部56、報知部58を制御する信号を入出力するインターフェースIC63と、処理装置30とデータ通信するための通信IC64とを搭載する。

20

【0085】

CPU61は、ICメモリー62に記憶されているプログラムを読み込んで、第1発光部54や第2発光部56、報知部58を制御するための各種演算処理を実行する。

【0086】

図8は、本実施形態における機能構成例示す機能ブロック図である。

本実施形態では、第1実施形態と比べると、検出制御部220と報知制御部240は、処理部200ではなく超音波プローブ50Bのプローブ処理部200P（図7のプローブ制御基板60に該当）に含まれる。

30

【0087】

また、プローブ処理部200Pは、プローブ側通信部242（図7の通信IC64に該当）を有し、処理部200の本機側通信部244との間でデータ通信を行う。

【0088】

プローブ処理部200Pは、プローブ記憶部500P（図7のICメモリー62に該当）に記憶されている検出判定プログラム502を読み出して実行することで、検出制御部220および報知制御部240としての機能を実現する。勿論、検出制御部220および報知制御部240をICチップ等のハードウェアで実現する場合には、この限りではない。

40

【0089】

図9～図10は、本実施形態における超音波計測装置10の計測対象組織の存在検出並びに超音波計測に係る処理の流れを説明するためのフローチャートである。

本実施形態の処理の流れは、基本的には第1実施形態と同様であるが、次の点が異なる。すなわち、処理部200が計測準備リクエストをプローブ処理部200Pへ送信すると（ステップS2）、プローブ処理部200Pは当該リクエストを受信して（ステップS4のYES）、ステップS10～ステップS30を実行し、準備完了報知を処理部200へ送信する（ステップS40）。

【0090】

50

図 10 のフローチャートに移って、準備完了報知を受信すると（ステップ S 42 の Y E S）、処理部 200 はステップ S 44 ～ステップ S 54 を実行する。そして、終了条件を満たすと（ステップ S 54 の Y E S）、計測完了報知をプローブ処理部 200 P へ送信して（ステップ S 56）、計測終了処理を実行する（ステップ S 60）。

【0091】

一方、プローブ処理部 200 P は、終了報知を受信すると（ステップ S 62 の Y E S）、第 1 発光部 54 や第 2 発光部 56 の発光の停止、並びに報知部 58 での報知を終了するなどの計測終了処理を実行する（ステップ S 64）。

【0092】

〔変形例〕

以上、本発明を適用した実施形態について説明したが、上記実施形態に限るものではなく適宜構成要素の追加・省略・変更を施すことができる。

【0093】

例えば、上記実施形態では報知部 58 を独立して設けているが、これを省略し、第 1 発光部 54 の発光パターンの制御と構造部 59 とで計測ステータスの報知機能をまかなう構成としてもよい。

【0094】

例えば、図 11 に示す超音波プローブ 50 C のように、第 1 発光部 54 と第 2 発光部 56 と受光部 57 とを、超音波素子部 53 の配列の一方側に寄せて設ける構成も可能である。また、第 1 実施形態又は第 2 実施形態の構造部 59 に代えて、第 1 発光部 54 からの光を導き適当に拡散放光する導光材 59 C を設けるとしてもよい。

【0095】

また、超音波プローブ 50 ～ 50 C の形状もスティック状に限らず、図 12 に示す超音波プローブ 50 D のように、生体 4 の皮膚面にジェル等で貼り付け可能なシート状あるいは板状とすることもできる。この構成の場合、本体ケース 51 の上面（オペレーター側の面）に、超音波素子部 53 の配列を示す配列方向マーカー 71 と、第 1 発光部 54 および第 2 発光部 56 と、受光部 57 とを結ぶ方向を示す光学計測方向マーカー 72 を設けると好適である。配列方向マーカー 71 や光学計測方向マーカー 72 を L E D などで実現し、報知部 58 として機能させるとしてもよい。

【符号の説明】

【0096】

4 ... 生体、6 ... 血管、10 ... 超音波計測装置、12 ... タッチパネル、14 ... キーボード、30 ... 処理装置、31 ... 制御基板、32 ... C P U、33 ... 記憶媒体、34 ... 通信 I C、50 ... 超音波プローブ、51 ... 本体ケース、52 ... 計測面、53 ... 超音波素子部、54 ... 第 1 発光部、56 ... 第 2 発光部、57 ... 受光部、58 ... 報知部、59 ... 構造部、59 C ... 導光材、60 ... プローブ制御基板、62 ... I C メモリー、63 ... インターフェース I C、64 ... 通信 I C、71 ... 配列方向マーカー、72 ... 光学計測方向マーカー、100 ... 操作入力部、102 ... 送信部、104 ... 受信部、110 ... 計測光照射部、112 ... 受光部、114 ... 報知出力部、200 ... 処理部、200 P ... プローブ処理部、210 ... 超音波計測制御部、212 ... 照射制御部、214 ... 送受信制御部、216 ... 受信合成部、220 ... 検出制御部、222 ... 計測光発光制御部、224 ... 検出判定部、240 ... 報知制御部、242 ... プローブ側通信部、244 ... 本機側通信部、250 ... 生体情報算出部、260 ... 画像生成部、360 ... 画像表示部、500 ... 記憶部、500 P ... プローブ記憶部、501 ... 計測プログラム、502 ... 検出判定プログラム、510 ... 反射波信号、511 ... 赤色光波形平均値、512 ... 赤色光波形変動幅、513 ... 赤色反射光変動率、521 ... 近赤外光波形平均値、522 ... 近赤外光波形変動幅、523 ... 近赤外反射光変動率、530 ... 検出判定パラメーター値、540 ... 生体情報計測結果

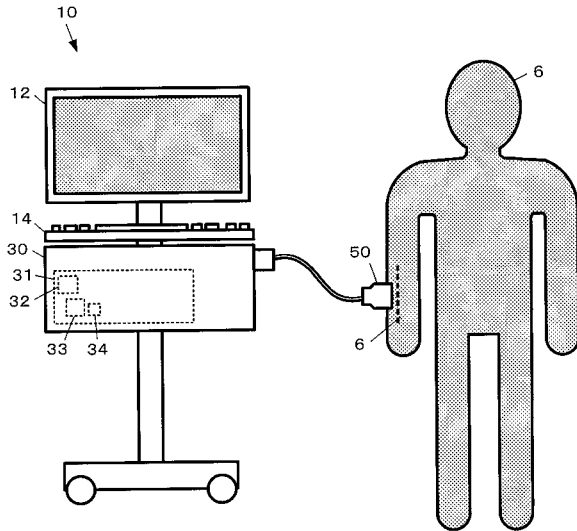
10

20

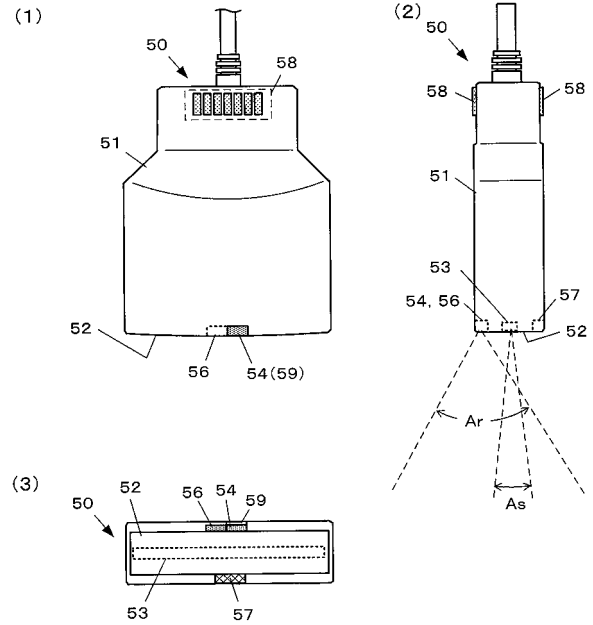
30

40

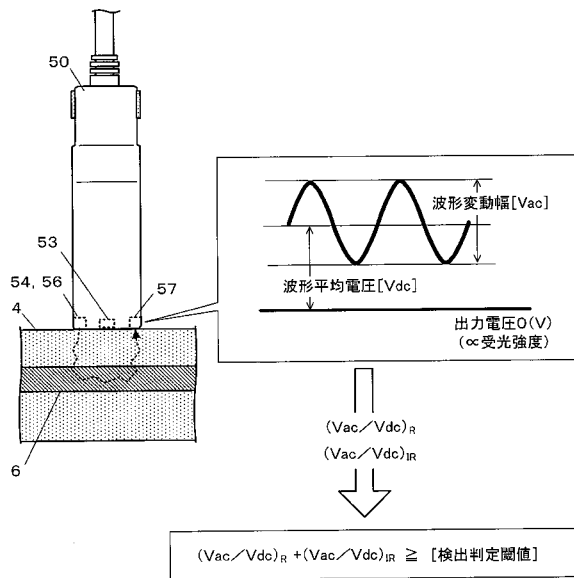
【図 1】



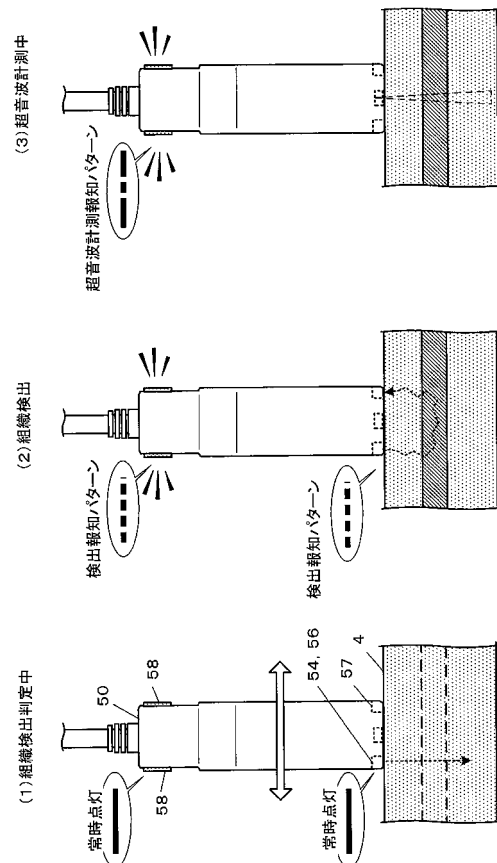
【図 2】



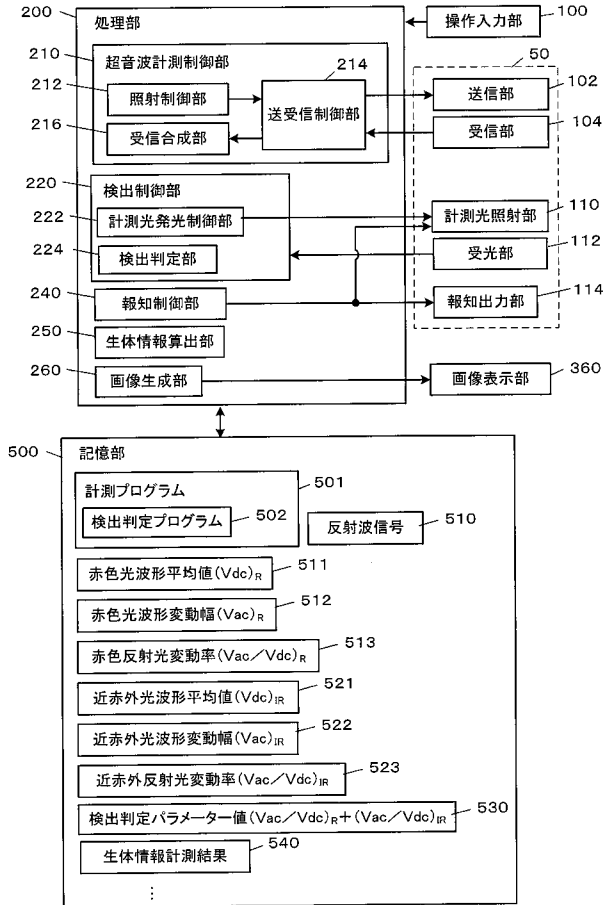
【図 3】



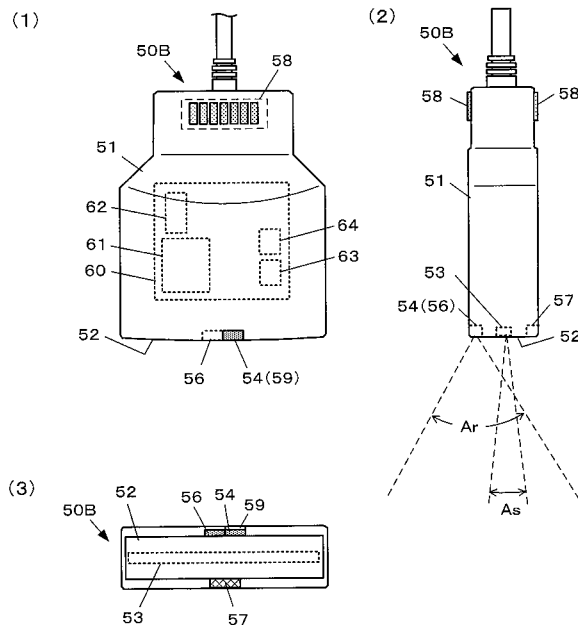
【図 4】



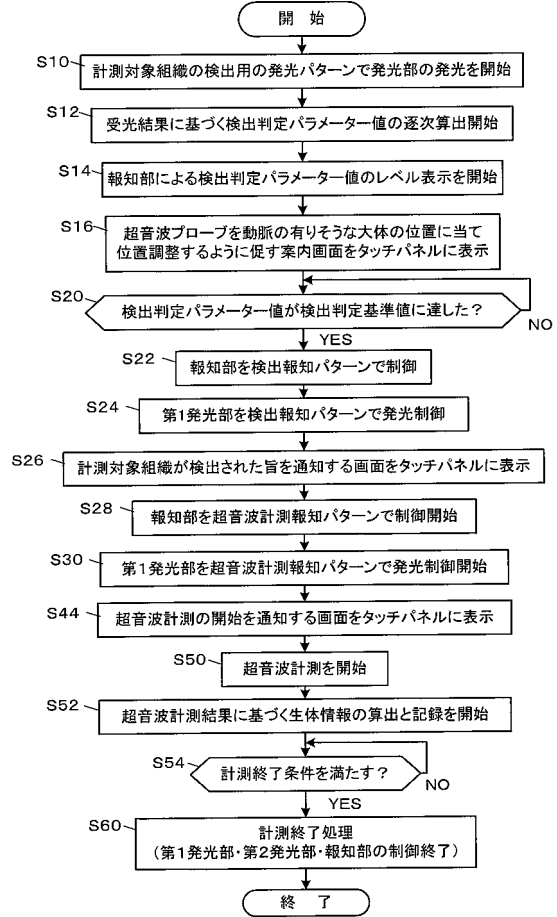
【図 5】



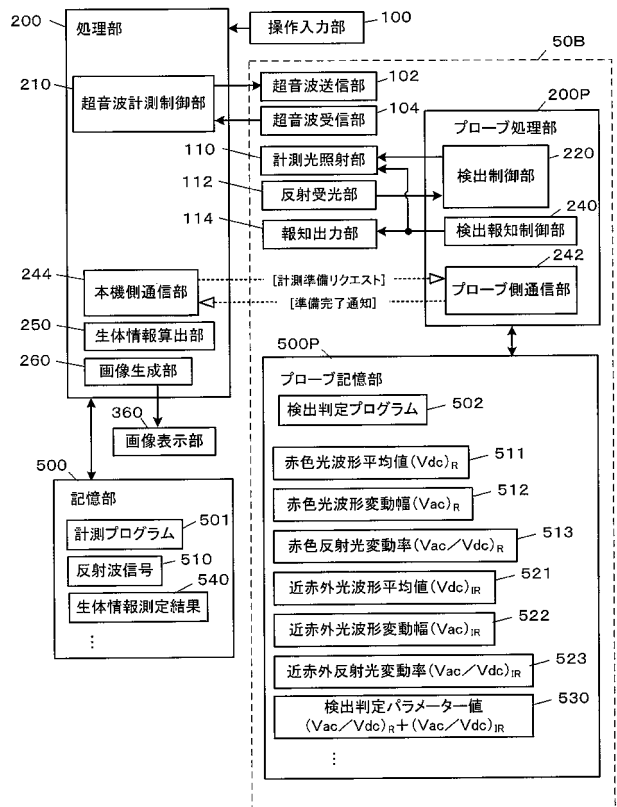
【図 7】



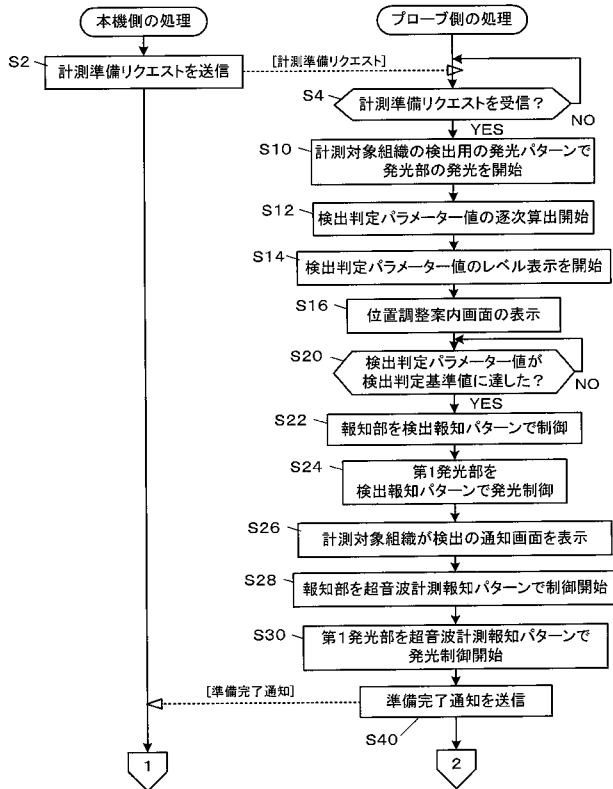
【図 6】



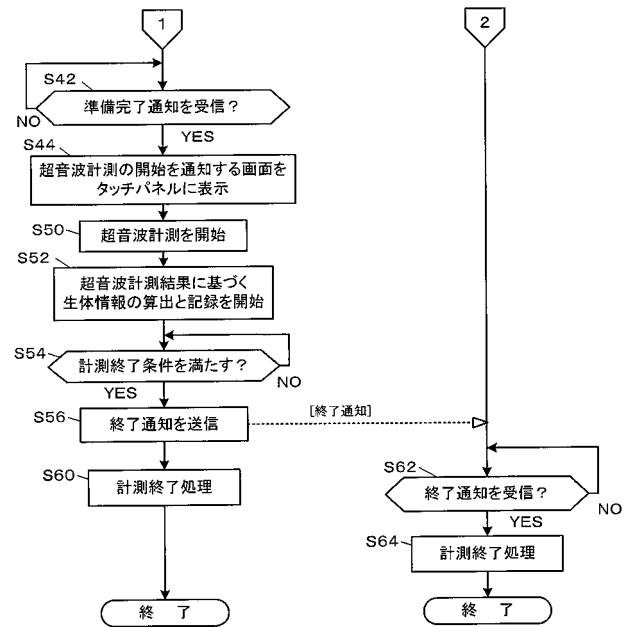
【図 8】



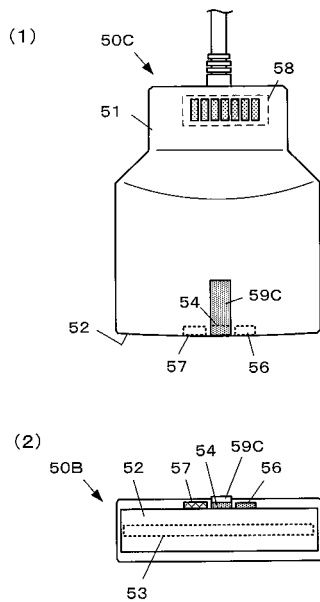
【図 9】



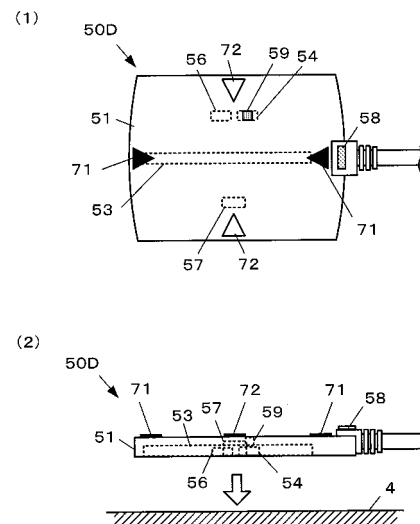
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 丸山 聡

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD03 DD14 EE11 GA18 GA40 GB04 LL40