

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/179966

発行日 令和2年2月6日 (2020. 2. 6)

(43) 国際公開日 平成30年10月4日 (2018. 10. 4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/13 (2006.01)

F I
A61B 8/13

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

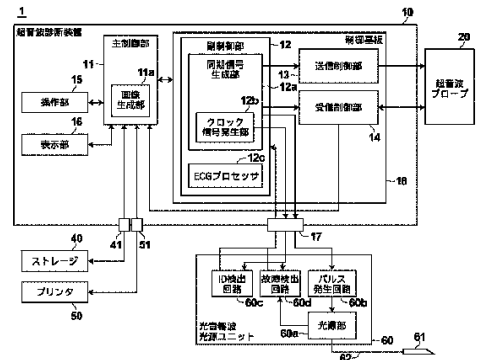
出願番号 (21) 国際出願番号 (22) 国際出願日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国・地域又は機関	特願2019-508741 (P2019-508741) PCT/JP2018/005394 平成30年2月16日 (2018. 2. 16) 特願2017-65095 (P2017-65095) 平成29年3月29日 (2017. 3. 29) 日本国 (JP)	(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 110001519 特許業務法人太陽国際特許事務所 (72) 発明者 宮地 幸哉 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 入澤 覚 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 坪田 圭司 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
---	---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

光音響波を発生させるための光を出射する光源装置からの光の出射と超音波プローブによる受信とを高精度に同期させることができる超音波診断装置を提供する。同期信号生成部(12a)を有し、同期信号生成部(12a)によって生成された第1の同期信号に基づいて超音波プローブ(20)を制御する副制御部(12)と、超音波プローブ(20)によって検出された信号に基づいて、超音波画像を生成する画像生成部(11a)と、同期信号生成部(12a)において生成された第2の同期信号を伝達する同期信号線を有し、その同期信号線を介して第2の同期信号を外部に出力するコネクタ(17)とを備え、コネクタ(17)が、光音響波発生部を有する穿刺針(61)に入射される上記光を出射する光音響波光源ユニット(60)を接続可能に構成されている。



- | | |
|--|---|
| 10 Ultrasonic diagnostic device | 18 Display unit |
| 11 Main control unit | 19 Control substrate |
| 11a Image generation unit | 20 Ultrasonic probe |
| 12 Secondary control unit | 40 Storage |
| 12a Synchronization signal generation unit | 50 Printer |
| 12b Clock signal generation unit | 60 Photoacoustic wave light source unit |
| 12c ECG processor | 60a Light source unit |
| 13 Transmission control unit | 60b Pulse generation circuit |
| 14 Reception control unit | 60c ID detection circuit |
| 15 Operation unit | 60d Failure detection circuit |

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブにおける超音波の送受信を制御するための第 1 の同期信号を生成する同期信号生成部を有し、前記第 1 の同期信号に基づいて前記超音波プローブを制御する制御部と、

前記超音波プローブによって検出された信号に基づいて、超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

前記同期信号生成部において生成された第 2 の同期信号または前記第 2 の同期信号に基づいて生成された信号を伝達する同期信号線を有し、該同期信号線を介して前記第 2 の同期信号または前記第 2 の同期信号に基づいて生成された信号を外部に出力するコネクタとを備え、

前記コネクタが、光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部を有する挿入物に入射される前記光を出射する光源装置を接続可能に構成されている超音波診断装置。

【請求項 2】

前記光源装置が、前記第 2 の同期信号に基づいて、前記光を出射する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記コネクタが、前記光源装置とは異なる他の装置を接続可能に構成されている請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記他の装置には、該他の装置を識別するための識別情報が記憶され、前記制御部が、前記コネクタを介して前記識別情報を取得し、該取得した識別情報に応じて前記第 2 の同期信号の出力を制御する請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記コネクタが、心電計、心音計または連続波ドプラ計測専用のプローブを接続可能に構成されている請求項 3 または 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記同期信号生成部が、クロック信号を生成するクロック信号発生部を有し、前記コネクタが、前記クロック信号を伝達するクロック信号線を有し、該クロック信号線を介して前記クロック信号を外部に出力する請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波画像生成部を構成するプロセッサが、前記クロック信号とは異なるクロック信号に基づいて動作する請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記同期信号生成部は、前記超音波プローブによって 1 ラインの信号が検出される間に、前記光源装置が、前記光を複数回出射するように前記第 1 の同期信号及び前記第 2 の同期信号を生成する請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記同期信号生成部は、前記超音波プローブによって 1 フレームの信号が検出される間に、前記光源装置が、前記光を複数回出射するように前記第 1 の同期信号及び前記第 2 の同期信号を生成する請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

可搬型である請求項 1 から 9 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光音響波を発生させるための光を出射する光源装置を接続可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【0002】

生体内部の状態を非侵襲で検査できる画像検査法の一つとして、超音波検査法が知られている。超音波検査では、超音波の送信および受信が可能な超音波プローブが用いられる。超音波プローブから被検体（生体）に超音波を送信させると、その超音波は生体内部を進んでいき、組織界面で反射する。その反射超音波を超音波プローブによって受信し、反射超音波が超音波プローブに戻ってくるまでの時間に基づいて距離を計算することで、内部の様子を画像化することができる。

【0003】

また、光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部を先端付近に設けた穿刺針を用いた光音響イメージングが提案されている。この穿刺針においては、穿刺針の先端まで光ファイバが設けられ、その光ファイバによって導光された光が光音響波発生部に照射される。光音響波発生部において発生した光音響波は超音波プローブによって検出され、その検出信号に基づいて光音響画像が生成される。光音響画像では、光音響波発生部の部分が輝点として現れ、光音響画像を用いて穿刺針の先端位置の確認が可能となる。

10

【0004】

そして、特許文献1においては、超音波検査を行うための超音波診断装置に対して、上述した穿刺針に光を入射させる光源装置を接続し、超音波画像と光音響画像との両方を取得することができるシステムが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0005】

【特許文献1】特開2015-231582号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、上述したように光音響画像を用いて穿刺針の先端位置を確認する場合、穿刺針の先端位置を0.1mm以下の距離精度で表示させる必要がある。これは、超音波計測は、一般的に0.1mmの精度で行われるからである。また、穿刺針の太さとしては、0.3mm~1.2mm程度であり、たとえば0.4mmの穿刺針を用いた場合には、その25%程度、すなわち0.1mm程度の精度が必要となるからである。

30

【0007】

一方、光音響画像は、上述したように光源装置から出射された光を光音響波発生部が吸収して光音響波を発生し、その光音響波を超音波プローブで受信することによって検出される。そのため、光源装置からの光の出射と超音波プローブによる受信とが同期している必要がある。

【0008】

そして、距離精度0.1mm以下を実現するためには、光源装置からの光の出射と超音波プローブによる受信とを同期させるための同期信号が所望の時間以上ずれてはならない。具体的には、たとえば光音響波の音速を1540[m/s]とした場合、 $0.1[m/m] / 1540[m/s] = 0.06[\mu s]$ 以上ずれてはならない。

40

【0009】

しかしながら、特許文献1に記載のように、光源装置と超音波診断装置とをUSB(Universal Serial Bus)コネクタによって接続した場合、通信速度に限定があるため、0.06[μs]以下の時間精度で同期信号を伝達することができない。具体的には、たとえばUSB2.0およびUSB3.1などの高速USBでも1パケットの通信時間の最小単位が125[μs]であるので、これ以上の時間精度で同期信号を伝達することができない。同期信号が125[μs]ずれた場合、距離にすると193mmずれることになるので、穿刺針の正確な先端位置を把握することができない

本発明は、上記事情に鑑み、光源装置からの光の出射と超音波プローブによる受信とを高精度に同期させることができる超音波診断装置を提供することを目的とするものである

50

。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の超音波診断装置は、超音波プローブにおける超音波の送受信を制御するための第1の同期信号を生成する同期信号生成部を有し、第1の同期信号に基づいて超音波プローブを制御する制御部と、超音波プローブによって検出された信号に基づいて、超音波画像を生成する超音波画像生成部と、同期信号生成部において生成された第2の同期信号または第2の同期信号に基づいて生成された信号を伝達する同期信号線を有し、その同期信号線を介して第2の同期信号または第2の同期信号に基づいて生成された信号を外部に出力するコネクタとを備え、コネクタが、光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部を有する挿入物に入射される上記光を出射する光源装置を接続可能に構成されている。

10

【0011】

また、上記本発明の超音波診断装置において、光源装置は、第2の同期信号に基づいて、上記光を出射してもよい。

【0012】

また、上記本発明の超音波診断装置において、コネクタは、光源装置とは異なる他の装置を接続可能に構成してもよい。

【0013】

また、上記本発明の超音波診断装置において、他の装置は、その他の装置を識別するための識別情報を記憶してもよく、制御部は、コネクタを介して識別情報を取得し、その取得した識別情報に応じて第2の同期信号の出力を制御してもよい。

20

【0014】

また、上記本発明の超音波診断装置において、コネクタは、心電計、心音計または連続波ドプラ画像計測専用のプローブを接続可能に構成してもよい。

【0015】

また、上記本発明の超音波診断装置においては、同期信号生成部は、クロック信号を生成するクロック信号発生部を有してもよく、コネクタは、クロック信号を伝達するクロック信号線を有し、そのクロック信号線を介してクロック信号を外部に出力してもよい。

【0016】

また、上記本発明の超音波診断装置において、超音波画像生成部を構成するプロセッサは、上記クロック信号とは異なるクロック信号に基づいて動作してもよい。

30

【0017】

また、上記本発明の超音波診断装置においては、第1の同期信号に基づいて、超音波プローブによって1ラインの信号が検出される間に、光源装置が、第2の同期信号に基づいて、光を複数回出射してもよい。

【0018】

また、上記本発明の超音波診断装置においては、同期信号生成部は、超音波プローブによって1フレームの信号が検出される間に、光源装置が、光を複数回出射するように第1の同期信号及び第2の同期信号を生成してもよい。

【0019】

また、上記本発明の超音波診断装置は、可搬型としてもよい。

40

【発明の効果】

【0020】

本発明の超音波診断装置によれば、同期信号生成部によって生成された第1の同期信号に基づいて超音波プローブを制御し、かつ同期信号生成部によって生成された第2の同期信号または第2の同期信号に基づいて生成された信号を伝達する同期信号線を有するコネクタを設け、そのコネクタに対して、光音響波発生部に照射される光を出射する光源装置を接続可能に構成するようにしたので、光源装置からの光の出射と超音波プローブによる受信とを高精度に同期させることができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 1 】

【図 1】本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態を用いた超音波診断システムの概略構成を示すブロック図

【図 2】本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態を用いた超音波診断システムの概略構成を示すブロック図

【図 3】本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態を用いた超音波診断システムの外観斜視図

【図 4】ECG 検出モードのタイミングチャート

【図 5】穿刺針の長さ方向に延びる中心軸を含む断面図

【図 6】光音響波画像モードのタイミングチャート

10

【図 7】第 1 の実施形態のコネクタの配線を示す図

【図 8】第 1 の実施形態のコネクタの配線を示す図

【図 9】本発明の超音波診断装置の第 2 の実施形態を用いた超音波診断システムの概略構成を示すブロック図

【図 10】本発明の超音波診断装置の第 2 の実施形態を用いた超音波診断システムの概略構成を示すブロック図

【図 11】連続波ドプラ計測モードのタイミングチャート

【図 12】第 2 の実施形態のコネクタの配線を示す図

【図 13】第 2 の実施形態のコネクタの配線を示す図

【図 14】光音響波画像モードのその他のタイミングチャート

20

【図 15】光音響波を複数回送信した場合の光音響画像の一例を示す図

【図 16】光音響波を複数回送信して検出された光音響画像の処理を説明するための図

【図 17】図 16 に示す処理によって生成された光音響画像の一例を示す図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

以下、本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態を用いた超音波診断システムについて、図面を参照しながら詳細に説明する。図 1 および図 2 は、本実施形態の超音波診断システム 1 の概略構成を示すブロック図である。図 3 は、本実施形態の超音波診断システム 1 の外観斜視図である。

【 0 0 2 3 】

30

本実施形態の超音波診断システム 1 は、図 1 および図 2 に示すように、超音波診断装置 10 と、超音波プローブ 20 と、心電計ユニット 30 と、光音響波光源ユニット 60 と、ストレージ 40 と、プリンタ 50 とを備えている。

【 0 0 2 4 】

図 1 に示す超音波診断システム 1 においては、超音波診断装置 10 のコネクタ 17 に心電計ユニット 30 (本発明の心電計に相当する) が接続されている。図 2 に示すように、コネクタ 17 は、光音響波光源ユニット 60 (本発明の光源装置に相当する) も接続可能に構成されている。すなわち、本実施形態の超音波診断装置 10 のコネクタ 17 は、心電計ユニット 30 と光音響波光源ユニット 60 の両方が接続可能に構成されており、これらのユニットのうちのいずれか 1 つのユニットがコネクタ 17 に接続される。コネクタ 17 の構成については、後で詳述する。

40

【 0 0 2 5 】

図 3 は、超音波診断装置 10 のコネクタ 17 に光音響波光源ユニット 60 が接続された状態を示している。図 3 に示すように、本実施形態の超音波診断装置 10 は可搬型で構成されており、超音波プローブ 20 のケーブルが超音波診断装置 10 の底面に接続されるように構成されている。なお、図 2 に示す超音波診断システム 1 は、図 1 に示す超音波診断システム 1 における心電計ユニット 30 の代わりに光音響波光源ユニット 60 がコネクタ 17 に接続されていること以外は、図 1 に示す超音波診断システム 1 と同様である。

【 0 0 2 6 】

まず、本実施形態の超音波診断システム 1 における超音波診断装置 10 について説明す

50

る。超音波診断装置 10 は、主制御部 11 と、副制御部 12（本発明の制御部に相当する）と、送信制御部 13 と、受信制御部 14 と、操作部 15 と、表示部 16 と、上述したコネクタ 17 とを備えている。また、副制御部 12、送信制御部 13 および受信制御部 14 は、主制御部 11 とは別の制御基板 18 上に設けられている。

【0027】

主制御部 11 は、システム全体を制御するものであり、CPU (Central Processing Unit) などを備える。また、主制御部 11 は、画像生成部 11a（本発明の超音波画像生成部に相当する）を備えている。画像生成部 11a は、超音波プローブ 20 によって検出された検出信号に基づいて、超音波画像および光音響画像を生成する。超音波画像および光音響画像の生成処理は、たとえば位相整合加算などの画像再構成、検波および対数変換などを含む。

10

【0028】

副制御部 12 は、プロセッサなどを備え、超音波プローブ 20 からの超音波の送信およびその超音波の被検体への送信によって被検体から反射された反射超音波の受信を制御する。また、副制御部 12 は、心電計ユニット 30 から出力された ECG (Electrocardiogram) 信号の受信を制御し、かつ光音響波光源ユニット 60 からの光の出射を制御する。

【0029】

副制御部 12 は、具体的には、同期信号生成部 12a と、ECG プロセッサ 12c とを備えている。また、同期信号生成部 12a は、クロック信号発生部 12b を備えている。

【0030】

クロック信号発生部 12b は、クロック信号を発生するものであり、水晶振動子などを備える。そして、同期信号生成部 12a は、PLL (phase locked loop) 回路などを備え、クロック信号発生部 12b において発生したクロック信号を逡倍して同期信号を生成する。クロック信号の周波数は、たとえば 40 MHz とすることができ、同期信号の周波数は、たとえば 160 MHz とすることができる。

20

【0031】

そして、同期信号生成部 12a において生成された同期信号は、送信制御部 13 および受信制御部 14 に出力される。送信制御部 13 は、入力された同期信号に基づいて、超音波プローブ 20 からの超音波の送信タイミングを制御する。また、受信制御部 14 は、入力された同期信号に基づいて、超音波プローブ 20 の反射超音波の受信タイミングを制御する。なお、本実施形態においては、送信制御部 13 および受信制御部 14 に入力される同期信号が、本発明の第 1 の同期信号に相当する。また、送信制御部 13 および受信制御部 14 は、上述したような送受信制御を行う電気回路などを備える。

30

【0032】

また、同期信号生成部 12a において生成された同期信号は、コネクタ 17 を介して外部に出力され、コネクタ 17 に接続された心電計ユニット 30 または光音響波光源ユニット 60 に入力される。心電計ユニット 30 は、入力された同期信号に基づいて、ECG 信号を検出する。光音響波光源ユニット 60 は、入力された同期信号に基づいて、光音響波を発生させるための光の出射タイミングを制御する。なお、本実施形態においては、心電計ユニット 30 または光音響波光源ユニット 60 に入力される同期信号が、本発明の第 2 の同期信号に相当する。

40

【0033】

なお、画像生成部 11a を有する主制御部 11 のプロセッサは、副制御部 12 のクロック信号発生部 12b によって発生したクロック信号とは異なるクロック信号に基づいて動作させることが好ましい。このように主制御部 11 のプロセッサのクロック信号と副制御部 12 のプロセッサのクロック信号とを別々にすることによって、主制御部 11 と副制御部 12 の同期をとる必要がなく、回路的な遅延等の対策を必要とせず、簡易的な構成が可能になる。また、主制御部 11 は、超音波画像および光音響画像の生成処理を行ってストレージする等といった時間的に高精度な同期を必要としない処理を行うが、多様なタスクを提供しているため汎用的な CPU を用いて OS (Operating System) によってタスクを

50

割り当てている。

【0034】

しかしながら、OSによる制御は、CPUへの負荷が高くなったときに遅延が発生しやすく、高精度な同期には不向きである。一方、副制御部12は、送受信制御等の高精度の同期が必要になる。本実施形態においては、主制御部11と副制御部12が独立していることによって、たとえば主制御部11の負荷が重くなったとしても、副制御部12は主制御部11とは独立してデジタル制御を行っているので、高精度な制御を継続して行うことができる。

【0035】

ECGプロセッサ12cは、同期信号生成部12aから出力された同期信号に基づいて検出されたEGC信号を受信し、その受信したEGC信号を、上記同期信号が心電計ユニット30に送信されたタイミングとともに主制御部11に出力する。主制御部11は、入力されたEGC信号を表示部16に表示させる。

10

【0036】

図4は、同期信号生成部12aから出力される同期信号と、その同期信号に基づく超音波の送信タイミングと、ECG信号の検出タイミングと、超音波の受信タイミングとを示すタイミングチャートである。図4に示す超音波送信タイミング信号が、同期信号生成部12aから送信制御部13に出力される同期信号であり、ECG信号検出タイミング信号が、同期信号生成部12aから心電計ユニット30に出力される同期信号であり、超音波受信タイミング信号が、同期信号生成部12aから受信制御部14に出力される同期信号である。

20

【0037】

図4に示すように、超音波送信タイミング信号とECG信号検出タイミング信号と超音波受信タイミング信号とは同じタイミングで出力され、超音波送信とECG信号の検出とが同期して行われる。そして、受信制御部14は、超音波受信タイミング信号を受信したタイミングから一定のDelay時間(たとえば0.1μs程度)を設けて、反射超音波の受信を開始する。そして、受信制御部14は、反射超音波を一定の受信期間受信した後、受信を停止する。なお、受信期間は、たとえば残響信号も考慮し、30cm程度の深さに相当する時間(0.3[m]×2/1540[m/s]=0.39ms、1540[m/s]は、送信される超音波(10MHz)の音速)とすることができる。そして、受信制御部14は、超音波受信タイミング信号を受信したタイミングとともに、反射超音波の検出信号を主制御部11に出力する。主制御部11の画像生成部11aによって反射超音波の検出信号に基づいて超音波画像が生成され、主制御部11は、超音波画像とECG信号に基づいてECG波形とをタイミングを合わせて表示部16に表示させる。

30

【0038】

図1に戻り、操作部15は、ユーザによる種々の操作を受け付けるものであり、図3に示すようにキーボードおよび操作ボタンなどを備える。本実施形態の操作部15は、ECG検出モードのONおよびOFF操作並びに超音波画像モードのONおよびOFF操作を受け付ける。

【0039】

同期信号生成部12aは、ECG検出モードのON操作が操作部15において受け付けられた場合に、予め設定された制御スケジュールに基づいて、ECG信号検出タイミング信号を出力する。また、同期信号生成部12aは、超音波画像モードのON操作が操作部15において受け付けられた場合に、予め設定された制御スケジュールに基づいて、後述する超音波送信タイミング信号を出力する。

40

【0040】

表示部16は、液晶ディスプレイなどを備え、画像生成部11aにおいて生成された超音波画像および超音波画像、並びにECGプロセッサ12cから出力されたECG信号に基づいてECG波形を表示する。

【0041】

50

また、超音波診断装置 10 は、コネクタ 17 とは異なる USB コネクタ 41, 51 を備えており、USB コネクタ 41 には、たとえばストレージ 40 が接続され、USB コネクタ 51 には、たとえばプリンタ 50 が接続される。

【0042】

次に、心電計ユニット 30 について説明する。心電計ユニット 30 は、被検体に装着される電極群 30a と、増幅回路 30b と、AD 変換回路 30c と、ID 検出回路 30d と、故障検出回路 30e とを備えている。

【0043】

増幅回路 30b は、電極群 30a によって検出された ECG 信号を増幅する。AD 変換回路 30c は、増幅回路 30b によって増幅された ECG 信号をデジタル信号に変換して超音波診断装置 10 に出力する。AD 変換回路 30c は、同期信号生成部 12a から出力された ECG 信号検出タイミング信号に応じて動作し、ECG 信号を ECG プロセッサ 12c に出力する。

【0044】

ID 検出回路 30d は、心電計ユニット 30 の ID 情報（装置を識別するための識別情報に相当する）を記憶するメモリおよびそのメモリから ID 情報を読み出す読出回路などを備える。そして、ID 検出回路 30d は、心電計ユニット 30 が超音波診断装置 10 のコネクタ 17 に接続された時または心電計ユニット 30 の接続後、超音波診断装置 10 が起動された時に、ID 情報を超音波診断装置 10 の副制御部 12 に出力する。なお、超音波診断装置 10 へ心電計ユニット 30 が接続されたことを検出する方法としては、種々の公知な接続検出を用いることができ、たとえばフォトプラなどの光学センサを設けるようにしてもよいし、機械的な構成によって検出するようにしてもよい。

【0045】

そして、副制御部 12 は、操作部 15 において ECG 検出モードが選択され、心電計ユニット 30 の ID 情報を受信した場合にのみ ECG 検出を行う。すなわち、副制御部 12 は、同期信号生成部 12a から ECG 信号検出タイミング信号を出力させる。副制御部 12 は、操作部 15 において ECG 検出モードが選択されたとしても、心電計ユニット 30 の ID 情報とは異なる ID 情報を受信した場合には、ECG 信号検出タイミング信号を出力させない。

【0046】

具体的には、たとえば誤って心電計ユニット 30 ではなく、光音響波光源ユニット 60 がコネクタ 17 に接続された場合、副制御部 12 は、心電計ユニット 30 の ID 情報を受信していないので ECG 信号検出タイミング信号を出力させない。これにより、光音響波光源ユニット 60 の故障および光音響波光源ユニット 60 からの光の誤出射を防止することができる。なお、副制御部 12 は、操作部 15 において ECG 検出モードが選択された場合に、心電計ユニット 30 以外の装置がコネクタ 17 に接続された場合には、その旨を主制御部 11 に出力し、主制御部 11 は、表示部 16 に警告メッセージなどを表示させる。

【0047】

故障検出回路 30e は、心電計ユニット 30 が超音波診断装置 10 のコネクタ 17 に接続された時または心電計ユニット 30 の接続後、超音波診断装置 10 が起動された時もしくは心電計ユニット 30 の動作時に、心電計ユニット 30 に故障がないか確認する。心電計ユニット 30 の故障検出としては、たとえば増幅回路 30b の出力の異常が検出される。故障検出回路 30e によって故障が検出された場合には、その検出信号が、超音波診断装置 10 の副制御部 12 を介して主制御部 11 に出力され、主制御部 11 は、表示部 16 に故障が検出されたことを表示させる。

【0048】

そして、心電計ユニット 30 における AD 変換回路 30c、ID 検出回路 30d および故障検出回路 30e は、超音波診断装置 10 のクロック信号発生部 12b において発生したクロック信号に基づいてデジタル制御される。このように超音波診断装置 10 のクロッ

10

20

30

40

50

ク信号発生部 12b を用いることによって、心電計ユニット 30 にクロック信号発生部を設ける必要がなく、小型化を図ることができる。

【0049】

次に、光音響波光源ユニット 60 について説明する。光音響波光源ユニット 60 は、図 2 に示すように、光源部 60a と、パルス発生回路 60b と、ID 検出回路 60c と、故障検出回路 60d とを備えている。

【0050】

光源部 60a は、光音響波を発生させるための光を出射するものであり、LD (Laser Diode) または LED (Light Emitting Diode) などを備える。パルス発生回路 60b は、同期信号生成部 12a から出力された同期信号に基づいて、パルス信号を発生する。光源部 60a は、パルス発生回路 60b から出力されたパルス信号に応じてパルス状の光を出射する。

10

【0051】

光音響波光源ユニット 60 には、光ファイバを備えた光ケーブル 62 の一端が接続されており、光ケーブル 62 の他端には穿刺針 61 が接続されている。

【0052】

穿刺針 61 は、本発明の挿入物の一実施形態であり、被検体に穿刺される針である。図 5 は、穿刺針 61 の長さ方向に延びる中心軸を含む断面図である。穿刺針 61 は、鋭角に形成された先端に開口を有し、中空状に形成された穿刺針本体 61a と、光音響波光源ユニット 60 から出射された光を穿刺針 61 の開口の近傍まで導光する光ファイバ 61b と、光ファイバ 61b から出射した光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部 61c とを含む。

20

【0053】

光ファイバ 61b および光音響波発生部 61c は、穿刺針本体 61a の中空部 61d に配置される。光ファイバ 61b は、たとえば穿刺針 61 の基端部に設けられた光コネクタを介して光ケーブル 62 内の光ファイバに接続される。

【0054】

光音響波発生部 61c は、光ファイバ 61b の光出射端に設けられており、穿刺針 61 の先端近傍かつ穿刺針本体 61a の内壁に設けられる。光音響波発生部 61c は、光ファイバ 61b から出射される光を吸収して光音響波を発生する。光音響波発生部 61c は、たとえば黒顔料を混合したエポキシ樹脂、ポリウレタン樹脂、フッ素樹脂およびシリコーンゴムなどから形成されている。なお、図 5 では、光ファイバ 61b よりも光音響波発生部 61c の方が大きく描かれているが、これには限定されず、光音響波発生部 61c は、光ファイバ 61b の直径と同程度の大きさであってもよい。

30

【0055】

光音響波発生部 61c は、上述したものに限定されず、光の波長に対して光吸収性を有する金属膜または酸化物の膜を、光音響波発生部としてもよい。たとえば光音響波発生部 61c として、光の波長に対して光吸収性が高い酸化鉄や、酸化クロムおよび酸化マンガンなどの酸化物の膜を用いることができる。あるいは、光吸収性は酸化物よりも低いが生体適合性が高い Ti (チタン) や Pt (白金) などの金属膜を光音響波発生部 61c として用いてもよい。また、光音響波発生部 61c が設けられる位置は穿刺針本体 61a の内壁には限定されない。たとえば光音響波発生部 61c である金属膜または酸化物の膜を、蒸着などにより光ファイバ 61b の光出射端上にたとえば 100nm 程度の膜厚で製膜し、酸化物の膜が光出射端を覆うようにしてもよい。この場合、光ファイバ 61b の光出射端から出射された光の少なくとも一部は、光出射端を覆う金属膜または酸化物の膜で吸収され、金属膜または酸化物の膜から光音響波が生じる。

40

【0056】

図 2 に戻り、ID 検出回路 60c は、光音響波光源ユニット 60 の ID 情報 (装置を識別するための識別情報に相当する) を記憶するメモリおよびそのメモリから ID 情報を読み出す読出回路などを備える。そして、ID 検出回路 60c は、光音響波光源ユニット 6

50

0が超音波診断装置10のコネクタ17に接続された時または光音響波光源ユニット60の接続後、超音波診断装置10が起動された時に、ID情報を超音波診断装置10の副制御部12に出力する。なお、超音波診断装置10へ光音響波光源ユニット60が接続されたことを検出する方法としては、種々の公知な接続検出を用いることができ、たとえばフォトプラなどの光学センサを設けるようにしてもよいし、電氣的または機械的な構成によって検出するようにしてもよい。

【0057】

そして、副制御部12は、操作部15において光音響波画像モードが選択され、光音響波光源ユニット60のID情報を受信した場合にのみ光音響波画像計測を行う。すなわち同期信号生成部12aから光音響波送信タイミング信号を出力させる。副制御部12は、操作部15において光音響波画像モードが選択されたとしても、光音響波光源ユニット60のID情報とは異なるID情報を受信した場合には、光音響波送信タイミング信号を出力させない。

10

【0058】

具体的には、たとえば誤って光音響波光源ユニット60ではなく、心電計ユニット30がコネクタ17に接続された場合、副制御部12は、光音響波光源ユニット60のID情報を受信していないので光音響波送信タイミング信号を出力させない。これにより、心電計ユニット30の故障を防止することができる。なお、副制御部12は、操作部15において光音響波画像モードが選択された場合に、光音響波光源ユニット60以外の装置がコネクタ17に接続された場合には、その旨を主制御部11に出力し、主制御部11は、表示部16に警告メッセージなどを表示させる。

20

【0059】

故障検出回路60dは、光音響波光源ユニット60が超音波診断装置10のコネクタ17に接続された時または光音響波光源ユニット60の接続後、超音波診断装置10が起動された時もしくは光音響波光源ユニット60の動作時に、光音響波光源ユニット60に故障がないか確認する。光音響波光源ユニット60の故障検出としては、たとえば光源部60aの電流値または電圧値の異常が検出される。故障検出回路60dによって故障が検出された場合には、その検出信号が、超音波診断装置10の副制御部12を介して主制御部11に出力され、主制御部11は、表示部16に故障が検出されたことを表示させる。

30

【0060】

そして、光音響波光源ユニット60におけるID検出回路60cおよび故障検出回路60dは、超音波診断装置10のクロック信号発生部12bにおいて発生したクロック信号に基づいてデジタル制御される。このように超音波診断装置10のクロック信号発生部12bを用いることによって、光音響波光源ユニット60にクロック信号発生部を設ける必要がなく、小型化を図ることができる。

【0061】

図6は、光音響波画像モードにおいて、同期信号生成部12aから出力される同期信号と、その同期信号に基づく超音波の送信タイミング、光音響波の送信タイミングおよび超音波の受信タイミングとを示すタイミングチャートである。図6に示す超音波送信タイミング信号が、同期信号生成部12aから送信制御部13に出力される同期信号（本発明の第1の同期信号に相当する）であり、光音響波送信タイミング信号が、同期信号生成部12aから光音響波光源ユニット60に出力される同期信号（本発明の第2の同期信号に相当する）であり、超音波受信タイミング信号が、同期信号生成部12aから受信制御部14に出力される同期信号（本発明の第1の同期信号に相当する）である。

40

【0062】

図6に示すように、光音響波送信タイミング信号と超音波受信タイミング信号とが同時に出力されている時を除いて、超音波送信タイミング信号と超音波受信タイミング信号とは同じタイミングで出力され、光音響波送信タイミング信号は、超音波送信タイミング信号間において出力される。そして、受信制御部14は、超音波受信タイミング信号を受信したタイミングから一定のDelay時間（たとえば0.1μs程度）を設けて、反射超

50

音波の受信を開始する。そして、受信制御部 14 は、反射超音波を一定の受信期間受信した後、受信を停止する。なお、受信期間は、たとえば残響信号も考慮し、30 cm 程度の深さに相当する時間 ($0.3 [m] \times 2 / 1540 [m/s] = 0.39 ms$ 、 $1540 [m/s]$ は超音波 (10 MHz) の音速) とすることができる。そして、受信制御部 14 は、超音波受信タイミング信号を受信したタイミングとともに、反射超音波の検出信号を主制御部 11 に出力する。

【0063】

さらに、受信制御部 14 は、反射超音波の受信期間経過後、穿刺針 61 の光音響波発生部 61c から光音響波が送信された直後において、光音響波の受信を開始する。そして、受信制御部 14 は、光音響波を一定の受信期間受信した後、受信を停止する。なお、光音響波の受信期間は、たとえば 30 cm 程度の深さに相当する時間 ($0.3 [m] / 1540 [m/s] = 0.195 ms$ 、 $1540 [m/s]$ は超音波 (10 MHz) の音速) とすることができる。光音響波の受信期間は、反射超音波の受信期間の半分となる。そして、受信制御部 14 は、光音響波送信タイミング信号を受信したタイミングとともに、光音響波の検出信号を主制御部 11 に出力する。主制御部 11 の画像生成部 11a は、入力された超音波の検出信号に基づいて超音波画像を生成し、入力された光音響波の検出信号に基づいて光音響画像を生成する。そして、主制御部 11 は、超音波画像に光音響画像を重畳して表示部 16 に表示させる。

10

【0064】

なお、超音波の送信および反射超音波の受信と、光音響波の送信および受信との間隔は、1 ライン間隔としてもよい。すなわち、反射超音波の検出と光音響波の検出とを 1 ライン毎に交互に行うようにしてもよい。この場合、送信と受信とを 1 対 1 で対応させることができるので、安価なハードウェアで実現可能である。

20

【0065】

また、反射超音波の検出と光音響波の検出とを 1 フレーム毎に交互に行うようにしてもよい。また、反射超音波の検出と光音響波の検出とを複数ライン毎に交互に行うようにしてもよい。具体的には、たとえば 1 フレームが 128 ラインで構成される場合、1 ~ 64 ラインの反射超音波の検出を行った後、1 ~ 64 ラインの光音響波の検出を行い、その後、65 ~ 128 ラインの反射超音波の検出を行った後、65 ~ 128 ラインの光音響波の検出を行うようにしてもよい。

30

【0066】

次に、超音波診断装置 10 のコネクタ 17 について説明する。図 7 は、コネクタ 17 に対して心電計ユニット 30 が接続された状態を示しており、図 8 は、コネクタ 17 に対して光音響波光源ユニット 60 が接続された状態を示している。本実施形態のコネクタ 17 は、図 7 および図 8 に示すように 5 つの配線 17a ~ 17e を有している。

【0067】

第 1 の配線 17a は、電源線であり、第 1 の配線 17a によって超音波診断装置 10 から心電計ユニット 30 または光音響波光源ユニット 60 に電力が供給される。第 2 の配線 17b は、クロック信号線であり、第 2 の配線 17b によって超音波診断装置 10 から心電計ユニット 30 または光音響波光源ユニット 60 にクロック信号が供給される。第 3 の配線 17c は、同期信号線であり、第 3 の配線 17c によって超音波診断装置 10 から心電計ユニット 30 または光音響波光源ユニット 60 に同期信号が伝達される。

40

【0068】

第 4 の配線 17d は、データ線であり、第 4 の配線 17d によって心電計ユニット 30 から出力された ECG 信号、ID 情報および故障検出信号が超音波診断装置 10 に入力される。また、第 4 の配線 17d によって光音響波光源ユニット 60 から出力された ID 情報および故障検出信号が超音波診断装置 10 に入力される。なお、図 7 および図 8 においては、第 4 の配線 17d を 1 本の線で示しているが、2 本または 3 本とし、パラレル送信することが好ましい。

【0069】

50

第5の配線17eは、グランド線であり、第5の配線17eによって超音波診断装置10から心電計ユニット30または光音響波光源ユニット60に接地電位が供給される。

【0070】

上記第1の実施形態の超音波診断システム1によれば、同期信号生成部12aによって生成された同期信号に基づいて超音波プローブ20を制御し、かつ同期信号生成部12aによって生成された同期信号を伝達する同期信号線を有するコネクタ17を設け、そのコネクタ17に対して光音響波光源ユニット60を接続可能に構成するようにしたので、光音響波光源ユニット60からの光の出射と超音波プローブ20による受信とを高精度に同期させることができる。

【0071】

また、コネクタ17に対して心電計ユニット30と光音響波光源ユニット60との両方を接続可能に構成するようにしたので、コネクタのスペースを減らすことができ、小型化を図ることができる。また、コネクタの増加による電氣的な安全性およびEMC (Electro Magnetic Compatibility) 性能の劣化を防止することができる。

【0072】

また、上記第1の実施形態においては、超音波診断装置10のコネクタ17に対して心電計ユニット30を接続可能にしたが、心音計ユニット(本発明の心音計に相当する)を接続可能に構成するようにしてもよい。心音計ユニットは、心電計ユニット30の電極群30aの代わりに、心音測定用マイクを設けることによって構成される。

【0073】

なお、ECG検出およびPCG (Phonocardiogram) 検出と、光音響波画像計測(穿刺)とは臨床的に同時に使われることはないので、心電計ユニット30および心音計ユニットと、光音響波光源ユニット60とがコネクタ17に排他的に接続されても特に問題はない。

【0074】

次に、本発明の超音波診断装置の第2の実施形態を用いた超音波診断システムについて説明する。図9および図10は、本実施形態の超音波診断システム2の概略構成を示すブロック図である。本実施形態の超音波診断システム2の外観については、図3に示す第1の実施形態の超音波診断システム1と同様である。

【0075】

上記第1の実施形態の超音波診断システム1においては、コネクタ17に対して心電計ユニット30と光音響波光源ユニット60とを接続可能に構成した。第2の実施形態の超音波診断システム2は、連続波ドプラ計測用のプローブ70と光音響波光源ユニット60との両方を接続可能に構成されたコネクタ19を備える。図9は、超音波診断装置10のコネクタ19に連続波ドプラ計測用のプローブ70が接続された状態を示している。図10は、コネクタ19に光音響波光源ユニット60が接続された状態を示している。なお、図10に示す超音波診断システム2は、図9に示す超音波診断システム2における連続波ドプラ計測用のプローブ70の代わりに光音響波光源ユニット60がコネクタ19に接続されていること以外は、図9に示す超音波診断システム1と同様である。

【0076】

まず、本実施形態の超音波診断システム2における超音波診断装置10について説明する。本実施形態の超音波診断装置10は、第1の実施形態の超音波診断装置10のECGプロセッサ12cの代わりに、CW (Continuous Wave) 専用送信制御部71とCW専用受信制御部72を備える。

【0077】

CW専用送信制御部71は、同期信号生成部12aから出力された同期信号に基づいて、CW専用送信信号を生成し、そのCW専用送信信号をコネクタ19を介して連続波ドプラ計測用のプローブ70に送信する。連続波ドプラ計測用のプローブ70は、受信したCW専用送信信号に応じて送信用検出素子70aから被検体に対して連続波の超音波を送信させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 8 】

CW専用受信制御部72は、同期信号生成部12aから出力された同期信号に基づいて、被検体への連続波の超音波の送信によって被検体から反射された反射超音波の受信制御を行う。

【 0 0 7 9 】

そして、主制御部11における画像生成部11aは、コネクタ19に連続波ドブラ計測用のプローブ70が接続された場合には、連続波ドブラ計測用のプローブ70の受信用検出素子70bから出力された検出信号を受信し、その検出信号に基づいて、CWドブラ画像を生成する。

【 0 0 8 0 】

なお、CW専用送信制御部71およびCW専用受信制御部72は、上述したような送受信制御を行う電気回路などを備える。

【 0 0 8 1 】

副制御部12は、第1の実施形態と同様に、超音波プローブ20からの超音波の送信およびその超音波の被検体への送信によって被検体から反射された反射超音波の受信を制御する。また、副制御部12は、上述したような連続波ドブラ計測用のプローブ70からの連続波の超音波の送信およびその超音波の被検体への送信によって被検体から反射された反射超音波の受信を制御する。また、副制御部12は、第1の実施形態と同様に、光音響波光源ユニット60からの光の出射を制御する。

【 0 0 8 2 】

副制御部12における同期信号生成部12aおよびクロック信号発生部12bの構成については、第1の実施形態と同様である。

【 0 0 8 3 】

そして、本実施形態の操作部15は、連続波ドブラ計測モードのONおよびOFF操作並びに光音響波画像モードのONおよびOFF操作を受け付ける。

【 0 0 8 4 】

同期信号生成部12aは、連続波ドブラ計測モードのON操作が操作部15において受け付けられた場合に、予め設定された制御スケジュールに基づいて、後述するCW専用送信タイミング信号およびCW専用受信タイミング信号を出力する。また、同期信号生成部12aは、光音響波画像モードのON操作が操作部15において受け付けられた場合に、

【 0 0 8 5 】

次に、連続波ドブラ計測用のプローブ70について説明する。連続波ドブラ計測用のプローブ70は、送信用検出素子70aと、受信用検出素子70bと、ID検出回路70cと、故障検出回路70dとを備えている。

【 0 0 8 6 】

送信用検出素子70aは、圧電素子などから構成され、被検体に対して連続波の超音波を送信する。受信用検出素子70bも、圧電素子などから構成され、連続波の超音波の送信によって被検体から反射された反射超音波を受信する。

【 0 0 8 7 】

ID検出回路70cは、連続波ドブラ計測用のプローブ70のID情報を記憶するメモリおよびそのメモリからID情報を読み出す読出回路などを備える。そして、ID検出回路70cは、連続波ドブラ計測用のプローブ70が超音波診断装置10のコネクタ19に接続された時または連続波ドブラ計測用のプローブ70の接続後、超音波診断装置10が起動された時に、ID情報を超音波診断装置10の副制御部12に出力する。

【 0 0 8 8 】

副制御部12は、連続波ドブラ計測用のプローブ70のID情報を受信した場合のみ連続波ドブラ計測を行う。なお、超音波診断装置10へ連続波ドブラ計測用のプローブ70が接続されたことを検出する方法としては、種々の公知な接続検出を用いることができ、たとえばフォトカプラなどの光学センサを設けるようにしてもよいし、機械的な構成によ

10

20

30

40

50

って検出するようにしてもよい。

【0089】

そして、副制御部12は、操作部15において連続波ドブラ計測モードが選択され、連続波ドブラ計測用のプローブ70のID情報を受信した場合にのみ連続波ドブラ計測を行う。すなわち同期信号生成部12aからCW専用送信タイミング信号およびCW専用受信タイミング信号を出力させる。副制御部12は、操作部15において連続波ドブラ計測モードが選択されたとしても、連続波ドブラ計測用のプローブ70のID情報とは異なるID情報を受信した場合には、CW専用送信タイミング信号およびCW専用受信タイミング信号を出力させない。

【0090】

具体的には、たとえば誤って連続波ドブラ計測用のプローブ70ではなく、光音響波光源ユニット60がコネクタ19に接続された場合、副制御部12は、連続波ドブラ計測用のプローブ70のID情報を受信していないのでCW専用送信タイミング信号およびCW専用受信タイミング信号を出力させない。これにより、光音響波光源ユニット60の故障および光音響波光源ユニット60からの光の誤出射を防止することができる。なお、副制御部12は、操作部15において連続波ドブラ計測モードが選択された場合に、連続波ドブラ計測用のプローブ70以外の装置がコネクタ19に接続された場合には、その旨を主制御部11に出力し、主制御部11は、表示部16に警告メッセージなどを表示させる。

【0091】

故障検出回路70dは、連続波ドブラ計測用のプローブ70が超音波診断装置10のコネクタ19に接続された時または連続波ドブラ計測用のプローブ70の接続後、超音波診断装置10が起動された時もしくは連続波ドブラ計測用のプローブ70の動作時に、連続波ドブラ計測用のプローブ70に故障がないか確認する。連続波ドブラ計測用のプローブ70の故障検出としては、たとえば送信用検出素子70aおよび受信用検出素子70bの配線の短絡または開放の検出などがある。故障検出回路70dによって故障が検出された場合には、その検出信号が、超音波診断装置10の副制御部12を介して主制御部11に出力され、主制御部11は、表示部16に故障が検出されたことを表示させる。

【0092】

そして、連続波ドブラ計測用のプローブ70におけるID検出回路70cおよび故障検出回路70dは、超音波診断装置10のクロック信号発生部12bにおいて発生したクロック信号に基づいてデジタル制御される。このように超音波診断装置10のクロック信号発生部12bを用いることによって、連続波ドブラ計測用のプローブ70にクロック信号発生部を設ける必要がなく、小型化を図ることができる。

【0093】

図11は、同期信号生成部12aから出力される同期信号と、その同期信号に基づく連続波の超音波の送信タイミングと、超音波の受信タイミングとを示すタイミングチャートである。なお、超音波プローブ20による超音波画像の計測と連続波ドブラ計測専用のプローブ70による連続波ドブラ計測とは、同時に行われるものではなく、いずれか一方のみが行われるので、図11においては、超音波送信タイミング信号と超音波受信タイミング信号とはゼロのままである。

【0094】

そして、図11に示すCW専用送信タイミング信号が、同期信号生成部12aからCW専用送信制御部71に出力される同期信号（本発明の第2の同期信号に相当する）であり、CW専用受信タイミング信号が、同期信号生成部12aからCW専用受信制御部72に出力される同期信号（本発明の第2の同期信号の相当する）であり、CW専用送信信号が、CW専用送信制御部71から送信用検出素子70aに出力される制御信号（本発明の第2の同期信号に基づいて生成された信号に相当する）であり、CW専用受信信号が、CW専用受信制御部72から受信用検出素子70bに出力される制御信号（本発明の第2の同期信号に基づいて生成された信号に相当する）である。

【0095】

10

20

30

40

50

図 1 1 に示すように、C W 専用送信タイミング信号と C W 専用受信タイミング信号とが同じタイミングで出力される。C W 専用送信制御部 7 1 は、入力された C W 専用送信タイミング信号に応じて、連続したパルス波からなる C W 専用送信信号を送信用検出素子 7 0 a に出力する。送信用検出素子 7 0 a は、入力された C W 専用送信信号に応じて、被検体に対して連続波の超音波を送信する。

【 0 0 9 6 】

一方、C W 専用受信制御部 7 2 は、入力された C W 専用受信タイミング信号に応じて、受信用検出素子 7 0 b に C W 専用受信信号を出力する。受信用検出素子 7 0 b は、C W 専用受信信号に応じて、超音波の受信を継続して行う。そして、受信用検出素子 7 0 b によって検出された検出信号は、C W 専用受信制御部 7 2 によって受信された後、主制御部 1 1 1 に出力される。そして、主制御部 1 1 の画像生成部 1 1 a において、入力された検出信号に基づいて連続波ドプラ計測画像が生成され、表示部 1 6 に表示される。

10

【 0 0 9 7 】

次に、超音波診断装置 1 0 のコネクタ 1 9 に光音響波光源ユニット 6 0 が接続された際の作用について説明する。なお、光音響波光源ユニット 6 0 の構成自体は、上記第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 9 8 】

本実施形態においては、同期信号生成部 1 2 a から出力された同期信号に応じて、C W 専用送信制御部 7 1 からパルス発生回路 6 0 b に制御信号（本発明の第 2 の同期信号に基づいて生成された信号に相当する）が出力され、パルス発生回路 6 0 b は、入力された制御信号に基づいて、パルス信号を発生する。そして、第 1 の実施形態と同様に、光源部 6 0 a は、パルス発生回路 6 0 b から出力されたパルス信号に応じてパルス状の光を出射する。なお、C W 専用送信制御部 7 1 は、モノポーラ送信を用いて上記制御信号を出力する。

20

【 0 0 9 9 】

本実施形態においても、操作部 1 5 によって光音響波画像モードの ON および OFF 操作が受け付けられる。同期信号生成部 1 2 a は、光音響波画像モードの ON 操作が操作部 1 5 において受け付けられた場合に、予め設定された制御スケジュールに基づいて、同期信号を出力する。そして、光音響波画像モードにおいては、第 1 の実施形態と同様に、超音波画像計測と光音響波画像計測とが交互に行われるが、同期信号生成部 1 2 a から出力される同期信号と、その同期信号に基づく超音波の送信タイミング、光音響波の送信タイミングおよび超音波の受信タイミングについては、図 6 に示すタイミングチャートと同様である。また、光音響波光源ユニット 6 0 における ID 検出回路 7 0 c および故障検出回路 7 0 d の作用についても、上記実施形態と同様である。

30

【 0 1 0 0 】

なお、光音響波画像モードの ON 操作が操作部 1 5 において受け付けられた場合には、連続波ドプラ計測は行われない。

【 0 1 0 1 】

次に、超音波診断装置 1 0 のコネクタ 1 9 について説明する。図 1 2 は、コネクタ 1 9 に対して連続波ドプラ計測用のプローブ 7 0 が接続された状態を示しており、図 1 3 は、コネクタ 1 9 に対して光音響波光源ユニット 6 0 が接続された状態を示している。本実施形態のコネクタ 1 9 は、図 1 2 および図 1 3 に示すように 5 つの配線 1 9 a ~ 1 9 e を有している。

40

【 0 1 0 2 】

第 1 の配線 1 9 a は、同期信号線（または送信信号線ともいう）であり、連続波ドプラ計測モードの場合には、第 1 の配線 1 9 a によって超音波診断装置 1 0 から送信用検出素子 7 0 a に C W 専用送信信号が伝達される。また、光音響波画像モードの場合には、第 1 の配線 1 9 a によって超音波診断装置 1 0 からパルス発生回路 6 0 b に光音響波送信タイミング信号が伝達される。

【 0 1 0 3 】

50

第2の配線19bは、クロック信号線であり、第2の配線19bによって超音波診断装置10から連続波ドブラ計測用のプローブ70または光音響波光源ユニット60にクロック信号が供給される。

【0104】

第3の配線19cは、データ線であり、第3の配線19cによって連続波ドブラ計測用のプローブ70から出力されたID情報および故障検出信号が超音波診断装置10に入力される。また、第3の配線19cによって光音響波光源ユニット60から出力されたID情報および故障検出信号が超音波診断装置10に入力される。なお、図7および図8においては、第3の配線19cを1本の線で示しているが、2本とし、パラレル送信することが好ましい。

10

【0105】

第4の配線19dは、グランド線であり、第4の配線19dによって超音波診断装置10から連続波ドブラ計測用のプローブ70または光音響波光源ユニット60に接地電位が供給される。

【0106】

第5の配線19eは、検出信号線（または受信信号線ともいう）であり、第5の配線19eによって連続波ドブラ計測用のプローブ70の受信用検出素子70bにより検出された検出信号（または受信信号ともいう）が、CW専用受信制御部72に出力される。

【0107】

上記第2の実施形態の超音波診断システム2によれば、同期信号生成部12aによって生成された同期信号に基づいて超音波プローブ20を制御し、かつ同期信号生成部12aによって生成された同期信号を伝達する同期信号線を有するコネクタ19を設け、そのコネクタ19に対して連続波ドブラ計測用のプローブ70と光音響波光源ユニット60との両方を接続可能に構成するようにしたので、コネクタのスペースを減らすことができ、小型化を図ることができる。また、コネクタの増加による電氣的な安全性およびEMS性能の劣化を防止することができる。

20

【0108】

なお、連続波ドブラ計測用のプローブ70は循環器診断の装置であり、光音響波画像（穿刺）とは臨床的に同時に使われることはないので、連続波ドブラ計測用のプローブ70と光音響波光源ユニット60とがコネクタ19に排他的に接続されても特に問題はない。

30

【0109】

また、上記第1および第2の実施形態においては、1つのコネクタに対して、2つの装置を接続可能に構成するようにしたが、1つのコネクタに対して3つ以上の装置を接続可能としてもよい。たとえば1つのコネクタに対して、光音響波光源ユニット60、心電計ユニット30および連続波ドブラ計測用のプローブ70を接続可能に構成するようにしてもよい。

【0110】

また、上記第1および第2の実施形態においては、1つのコネクタを2つの装置によって兼用するようにしたが、これに限らず、第1の実施形態のコネクタ17または第2の実施形態のコネクタ19を光音響波光源ユニット60専用のコネクタとしてもよい。

40

【0111】

また、上記第1および第2の実施形態においては、光音響波画像モードにおいて、図6に示すように、1回の超音波受信間隔（超音波受信タイミング信号間）の間に、1回だけ光音響波を送信するようにしたが、これに限らず、図14に示すように、遅延間隔Tを設けて光音響波を複数回送信するようにしてもよい。遅延間隔Tは、たとえば0.24[μs]とした場合には、 $1540[m/s] \times 0.24[\mu s] = 0.36[mm]$ となる。したがって、この場合、図15に示すように、穿刺針61の先端の光音響波発生部61cの画像が、0.36[mm]の間隔で深さ方向に2点並んだ画像が表示される。これにより、穿刺針61の先端の視認性を向上させることができる。

【0112】

50

なお、遅延間隔 T は、最初の光音響波の発生が終了する間隔を確保する必要があり、 $0.05 \mu s$ 以上であることが好ましい。また、超音波受信間隔は、超音波プローブ 20 によって 1 ラインの信号が検出される間隔としてもよいし、超音波プローブ 20 によって 1 フレームの信号が検出される間隔としてもよい。

【0113】

また、上述したように遅延間隔 T を設けて光音響波を複数回送信して検出された光音響画像に対し、 T だけ時間を繰り上げた光音響画像を生成し、元の光音響画像と時間を繰り上げた光音響画像とを加算した加算光音響画像を生成するようにしてもよい。そして、加算光音響画像について、最大値の半分程度の閾値を用いて閾値処理を施すことによって、閾値以下の信号を半分以下にするようにしてもよい。図 16 は、上述した処理を時系列に並べた模式図である。なお、図 16 においては、左から右に向かって処理が進む。そして、図 17 a は、最初の光音響波の送信によって検出された光音響画像を示し、図 17 b は、2 回目の光音響波の送信によって検出された光音響画像を示し、図 17 c は、 T だけ時間を繰り上げた光音響画像を示している。そして、図 17 d は、上述した閾値処理を施した後の光音響画像を示している。これにより、穿刺針 61 の先端位置をより明確に表示させることができる。なお、本実施形態においては、図 14 に示すように、最初の光音響波送信タイミング信号と超音波受信タイミング信号とが同じタイミングであるため、最初の光音響波の送信による光音響画像が、真の穿刺針 61 の先端を示していることになる。

10

【0114】

また、図 16 に示すような処理の流れに限らず、相関フィルタ処理を施すことによって、図 16 に示す処理で生成される光音響画像と同様の光音響画像を生成するようにしてもよい。

20

【0115】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態においては、超音波診断装置 10 を可搬型で構成するようにしたが、本発明は、可搬型の超音波診断装置に限らず、据え置き型の超音波診断装置にも適用可能である。

【0116】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態では、本発明の挿入物の一実施形態として穿刺針 61 を用いるようにしたが、これには限定されない。挿入物は、内部にラジオ波焼灼術に用いられる電極を収容するラジオ波焼灼用針であってもよいし、血管内に挿入されるカテーテルであってもよいし、血管内に挿入されるカテーテルのガイドワイヤであってもよい。あるいは、レーザ治療用の光ファイバであってもよい。

30

【0117】

以上、本発明をその好適な実施形態に基づいて説明したが、本発明の挿入物および光音響計測装置は、上記実施形態にのみ限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正及び変更を施したものも、本発明の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0118】

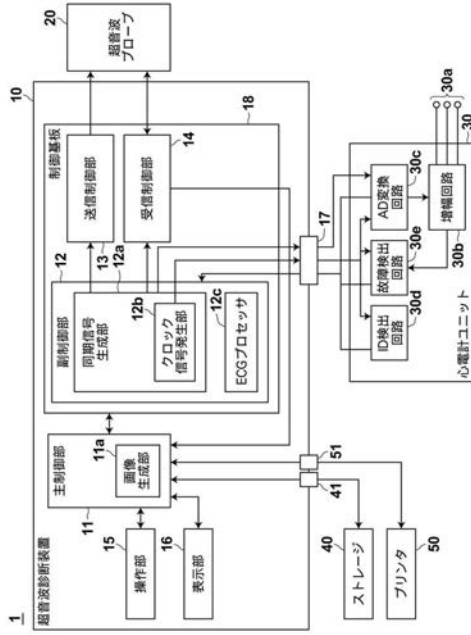
- 1, 2 超音波診断システム
- 10 超音波診断装置
- 11 主制御部
- 11 a 画像生成部
- 12 副制御部
- 12 a 同期信号生成部
- 12 b クロック信号発生部
- 12 c プロセッサ
- 13 送信制御部
- 14 受信制御部
- 15 操作部

40

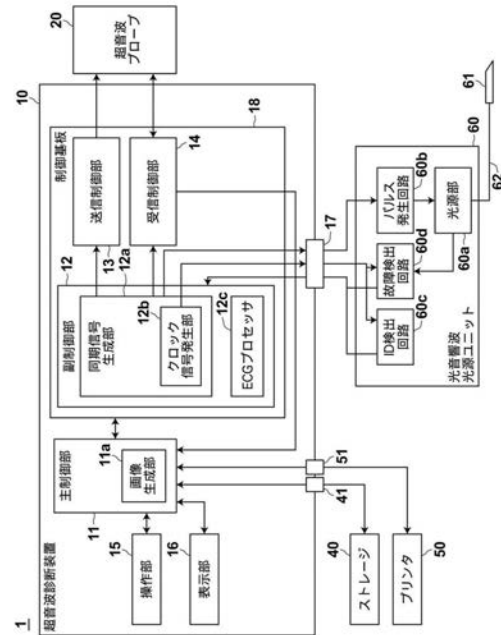
50

1 6	表示部	
1 7	コネクタ	
1 7 a	第 1 の配線	
1 7 b	第 2 の配線	
1 7 c	第 3 の配線	
1 7 d	第 4 の配線	
1 7 e	第 5 の配線	
1 8	制御基板	
1 9	コネクタ	
1 9 a	第 1 の配線	10
1 9 b	第 2 の配線	
1 9 c	第 3 の配線	
1 9 d	第 4 の配線	
1 9 e	第 5 の配線	
2 0	超音波プローブ	
3 0	心電計ユニット	
3 0 a	電極群	
3 0 b	増幅回路	
3 0 c	変換回路	
3 0 d	検出回路	20
3 0 e	故障検出回路	
4 0	ストレージ	
4 1 , 5 1	U S B コネクタ	
5 0	プリンタ	
6 0	光音響波光源ユニット	
6 0 a	光源部	
6 0 b	パルス発生回路	
6 0 c	I D 検出回路	
6 0 d	故障検出回路	
6 1	穿刺針	30
6 1 a	穿刺針本体	
6 1 b	光ファイバ	
6 1 c	光音響波発生部	
6 1 c	光音響発生部	
6 1 d	中空部	
6 2	光ケーブル	
7 0	連続波ドプラ計測用のプローブ	
7 0 a	送信用検出素子	
7 0 b	受信用検出素子	
7 0 b	受信用検出素子	40
7 0 c	I D 検出回路	
7 0 d	故障検出回路	
7 1	C W 専用送信制御部	
7 2	C W 専用受信制御部 T 遅延間隔	

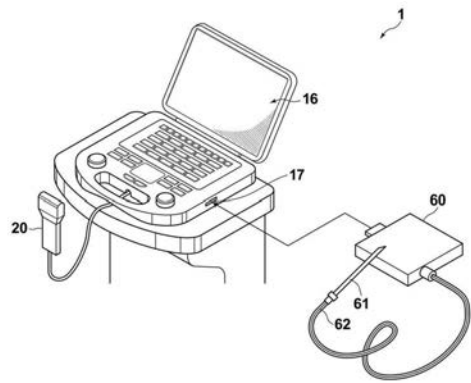
【図1】



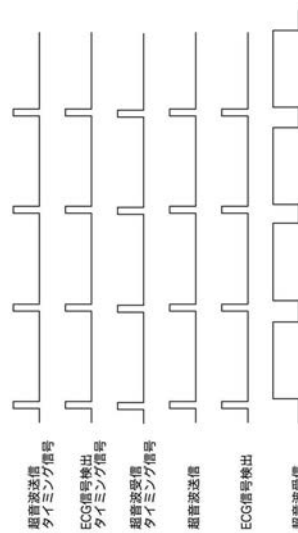
【図2】



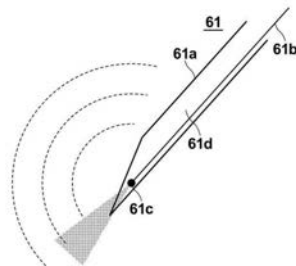
【図3】



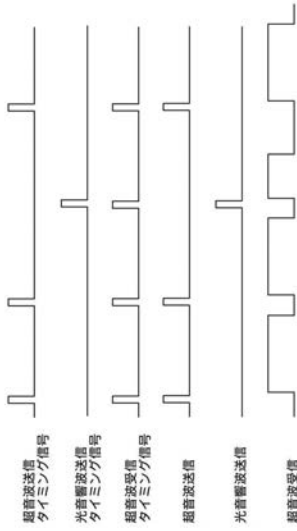
【図4】



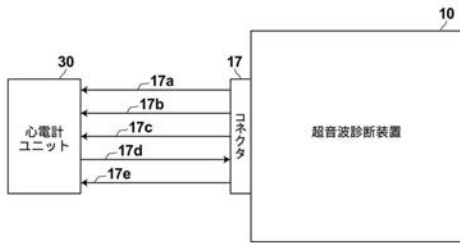
【図5】



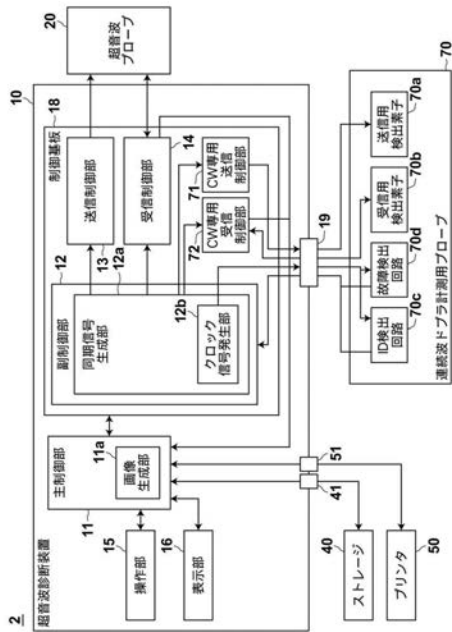
【図6】



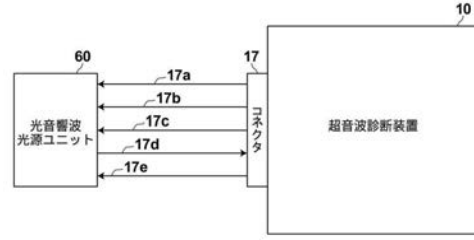
【図7】



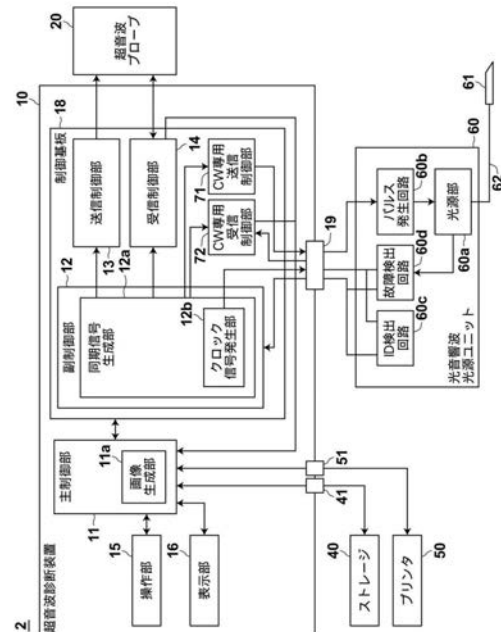
【図9】



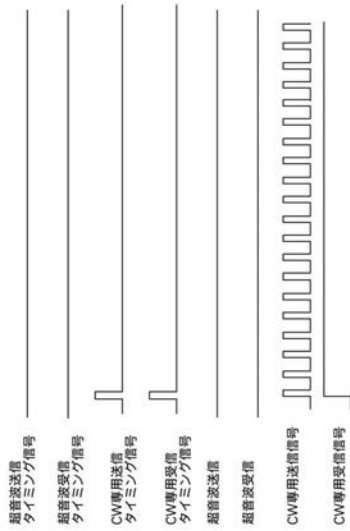
【図8】



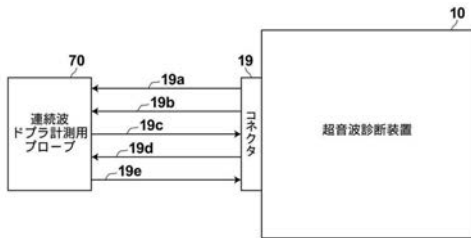
【図10】



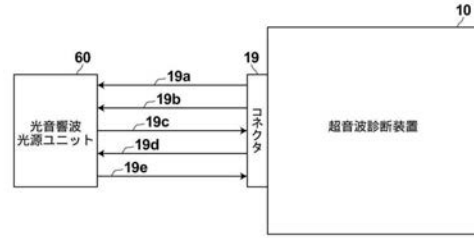
【図 1 1】



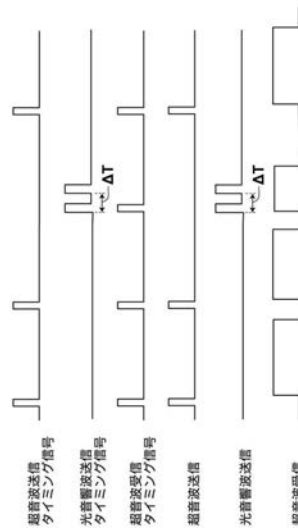
【図 1 2】



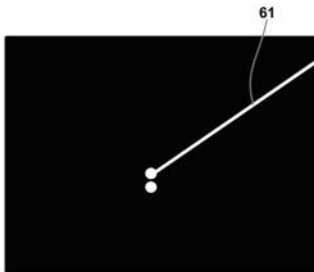
【図 1 3】



【図 1 4】



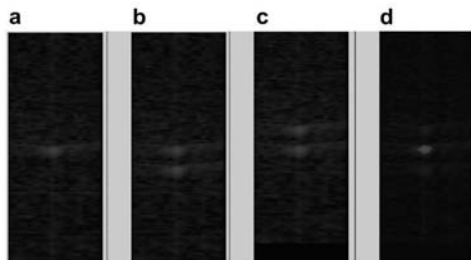
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



【手続補正書】

【提出日】令和1年9月25日(2019.9.25)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブにおける超音波の送受信を制御するための第1の同期信号を生成する同期信号生成部を有し、前記第1の同期信号に基づいて前記超音波プローブを制御する制御部と、

前記超音波プローブによって検出された信号に基づいて、超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

前記同期信号生成部において生成された第2の同期信号または前記第2の同期信号に基づいて生成された信号を伝達する同期信号線と、該同期信号線とは独立し、データを伝達するデータ線とを有し、前記同期信号線を介して前記第2の同期信号または前記第2の同期信号に基づいて生成された信号を外部に出力するコネクタとを備え、

前記コネクタが、光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部を有する挿入物に入射される前記光を出射する光源装置を接続可能に構成されている超音波診断装置。

【請求項2】

前記光源装置が、前記第2の同期信号に基づいて、前記光を出射する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記コネクタが、前記光源装置とは異なる他の装置を接続可能に構成されている請求項1または2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記他の装置には、該他の装置を識別するための識別情報が記憶され、

前記制御部が、前記コネクタを介して前記識別情報を取得し、該取得した識別情報に応じて前記第2の同期信号の出力を制御する請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記コネクタが、心電計、心音計または連続波ドプラ計測専用のプローブを接続可能に構成されている請求項3または4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記同期信号生成部が、クロック信号を生成するクロック信号発生部を有し、

前記コネクタが、前記クロック信号を伝達するクロック信号線を有し、該クロック信号線を介して前記クロック信号を外部に出力する請求項1から5いずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記超音波画像生成部を構成するプロセッサが、前記クロック信号とは異なるクロック信号に基づいて動作する請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記同期信号生成部は、前記超音波プローブによって1ラインの信号が検出される間に、前記光源装置が、前記光を複数回出射するように前記第1の同期信号及び前記第2の同期信号を生成する請求項1から7いずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記同期信号生成部は、前記超音波プローブによって1フレームの信号が検出される間に、前記光源装置が、前記光を複数回出射するように前記第1の同期信号及び前記第2の同期信号を生成する請求項1から7いずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項10】

可搬型である請求項 1 から 9 いずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/005394
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B8/13 (2006.01) i, A61B8/14 (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) Int.Cl. A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 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 2016-64010 A (FUJIFILM CORPORATION) 28 April 2016, paragraphs [0024]-[0053], [0105]-[0111], fig. 1, 13 (Family: none)	1-3, 5, 10 8, 9 4, 6, 7
Y	WO 2017/002338 A1 (FUJIFILM CORPORATION) 05 January 2017, paragraph [0071] (Family: none)	8, 9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 16.04.2018		Date of mailing of the international search report 01.05.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 5 3 9 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/13(2006.01)i, A61B8/14(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. A61B8/00 - 8/15			
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 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018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 2016-64010 A (富士フイルム株式会社) 2016.04.28, 段落 24-53, 105-111、図 1, 13 (ファミリーなし)	1-3, 5, 10 8, 9 4, 6, 7	
Y	WO 2017/002338 A1 (富士フイルム株式会社) 2017.01.05, 段落 71 (ファミリーなし)	8, 9	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献	
「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		「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	
「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		「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	
「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)		「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	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 16.04.2018		国際調査報告の発送日 01.05.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 富永 昌彦	2U 4461
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 井上 知己

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

(72)発明者 山本 勝也

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE02 DE16 EE09 FF06 FF08 GA20 GA26 KK24 KK36 LL17
LL26

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断仪		
公开(公告)号	JPWO2018179966A1	公开(公告)日	2020-02-06
申请号	JP2019508741	申请日	2018-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫地幸哉 入澤覚 坪田圭司 井上知己 山本勝也		
发明人	宫地 幸哉 入澤 覚 坪田 圭司 井上 知己 山本 勝也		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/061 A61B8/0841 A61B8/4405 A61B8/4416 A61B8/4438 A61B8/4444 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/54 A61B2017/00106 A61B2505/05 A61B2562/226 A61B2562/228 A61B8/4272 A61B8/4483 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/FF06 4C601/FF08 4C601/GA20 4C601/GA26 4C601/ /KK24 4C601/KK36 4C601/LL17 4C601/LL26		
优先权	2017065095 2017-03-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够高精度地使来自发出用于产生光声波的的光的光源装置的发光与超声波探头的接收同步。超声诊断设备包括具有同步信号生成单元（12a）并基于由同步信号生成单元（12a）生成的第一同步信号来控制超声探头（20）的子控制器（12），图像生成单元（11a），其基于由超声探头（20）检测到的信号来生成超声图像；以及连接器（17），其具有用于传输在同步信号生成单元（12a）中生成的第二同步信号的同步信号线并通过同步信号线将第二同步信号输出到外部。连接器（17）被构造使得能够连接发射入射到具有光声波产生单元的穿刺针（61）上的光的光声波光源单元（60）。

