

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/045572

発行日 平成28年8月18日(2016.8.18)

(43) 国際公開日 平成26年3月27日(2014.3.27)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/06テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

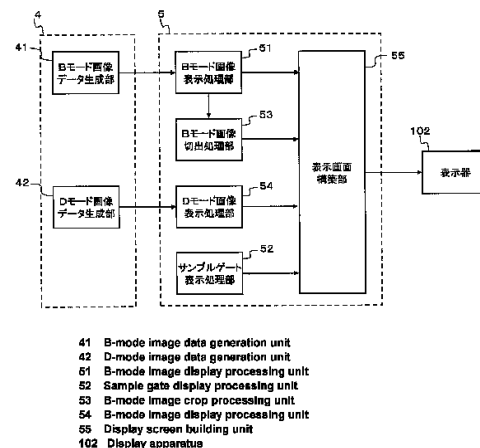
出願番号	特願2014-536593 (P2014-536593)	(71) 出願人	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/005517	(74) 代理人	100105050 弁理士 鷲田 公一
(22) 国際出願日	平成25年9月18日(2013.9.18)	(74) 代理人	100155620 弁理士 木曾 孝
(31) 優先権主張番号	特願2012-205275 (P2012-205275)	(72) 発明者	木元 貴士 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ ニカミノルタ株式会社内
(32) 優先日	平成24年9月19日(2012.9.19)	(72) 発明者	西村 有史 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ ニカミノルタ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	Fターム(参考)	4C601 DE03 EE11 JB16 KK10 KK12 KK17 KK25 KK27 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法および超音波診断装置の制御器

(57) 【要約】

B / Dモード画像同時表示に遷移させる場合のサンプルゲートを設定するためのBモード画像のズーム操作をより簡便にする。

超音波診断装置は表示器と接続可能に構成されている。超音波診断装置は、第1のBモード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づきDモード画像の画像データを生成するDモード画像データ生成部と、第1のBモード画像のうちサンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第2のBモード画像として切り出すBモード画像切出処理部と、表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第1の表示領域に第2のBモード画像を割り当て、第2の表示領域にDモード画像を割り当て、第2のBモード画像およびDモード画像を表示器に同時に表示させる表示画面構築部とを備えている。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

表示器と接続可能に構成された超音波診断装置であって、

第 1 の B モード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づき D モード画像の画像データを生成する D モード画像データ生成部と、

前記第 1 の B モード画像のうち前記サンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第 2 の B モード画像として切り出す B モード画像切出処理部と、

前記表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第 1 の表示領域に前記第 2 の B モード画像を割り当て、第 2 の表示領域に前記 D モード画像を割り当て、前記第 2 の B モード画像および前記 D モード画像を前記表示器に同時に表示させる表示画面構築部と

を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記表示画面構築部は、前記第 1 の B モード画像を前記超音波画像表示領域に表示する処理を行い、

前記超音波画像表示領域の前記第 1 の B モード画像の表示を、B モード画像および D モード画像の同時表示に遷移させる指示があったとき、前記表示画面構築部は、前記第 1 の表示領域に前記第 2 の B モード画像および第 2 の表示領域に前記 D モード画像を割り当て、前記第 2 の B モード画像および前記 D モード画像を前記表示器に同時に表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記表示画面構築部は、前記第 2 の B モード画像を前記第 2 の表示領域内において前記第 1 の B モード画像と同一の表示スケール、或いは予め設定された所定の拡大率で表示させる、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 の B モード画像上で前記サンプルゲートが前記所望の位置から別の位置に設定された場合、前記 D モード画像データ生成部は、前記別の位置で設定されたサンプルゲートにおける D モード画像を生成し、前記表示画面構築部は、前記第 2 の表示領域に前記別の位置で設定されたサンプルゲートにおける D モード画像を割り当て、前記表示器に表示させる、請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記第 2 の B モード画像上で前記サンプルゲートを前記所望の位置から別の位置に設定された場合、前記 B モード画像切出処理部は、前記第 1 の B モード画像のうち前記別の位置で設定されたサンプルゲートの位置を基準に前記所定の範囲の超音波画像を第 3 の B モード画像として切り出し直し、前記表示画面構築部は、前記第 3 の B モード画像を前記第 1 の表示領域に割り当て、前記表示器に表示させる、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

圧電変換素子を有する超音波探触子と接続可能に構成された超音波診断装置であって、

前記超音波探触子から超音波を送信するための送信処理を行い、前記超音波探触子が受信した反射超音波に基づき受信信号を生成する受信処理を行う送受信部と、

前記受信信号に基づき前記第 1 の B モード画像に対応する B モード画像データを生成する B モード画像表示処理部と

をさらに備えた、請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

表示器と接続可能に構成された超音波診断装置の制御方法であって、

第 1 の B モード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づき D モード画像の画像データを生成する工程 A と、

前記第 1 の B モード画像のうち前記サンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第 2 の B モード画像として切り出す工程 B と、

前記表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第 1 の表示領域に前記第 2 の B モード画像を割り当て、第 2 の表示領域に前記 D モード画像を割り当て、前記第 2 の B モー

50

ド画像および前記 D モード画像を前記表示器に同時に表示させる工程 C と
を包含する超音波診断装置の制御方法。

【請求項 8】

表示器と接続可能に構成された超音波診断装置の制御器であって、

第 1 の B モード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づき D モード画像の画像データを生成する D モード画像データ生成部と、

前記第 1 の B モード画像のうち前記サンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第 2 の B モード画像として切り出す B モード画像切出処理部と、

前記表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第 1 の表示領域に前記第 2 の B モード画像を割り当て、第 2 の表示領域に前記 D モード画像を割り当て、前記第 2 の B モード画像および前記 D モード画像を前記表示器に同時に表示させる表示画面構築部と

10

を備えた超音波診断装置の制御器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法および超音波診断装置の制御器に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体に超音波を送信し、その被検体によって反射された超音波（以下、本願明細書において「反射超音波」と呼ぶ。）を受信し、その反射超音波に基づき被検体内部の情報を超音波画像として表示する。この超音波画像として、B モード画像と、D モード画像という 2 種類の画像が知られている。B モード画像は、反射超音波をその振幅の大きさに基づき輝度信号へと変換して得られた画像である。輝度信号に変換することより、被検体の臓器の形状などを 2 次元画像として得ることができる。D モード画像は、B モード画像上の特定位置に設定したサンプルゲートにおける反射超音波をパルスドブラ法により血流速度などの血流情報に変換して得られた画像である。

20

【0003】

D モード画像の表示は、例えば、B モード画像の表示（以下、この表示を「B モード画像表示」という。）が行われた後に、操作者の操作によって実現される。つまり、超音波診断装置は、B モード画像表示後の操作者の操作によって、D モード画像の表示処理に移行する。D モード画像の表示処理に移行した際、B モード画像と D モード画像との対応の理解およびその後の操作を容易にするため、B モード画像と D モード画像を表示画面に同時に表示させることがある（以下、この表示を「B / D モード画像同時表示」という）。

30

【0004】

操作者が B モード画像表示から B / D モード画像同時表示へと遷移させると、2 種類の画像が表示画面に同時に表示されるため、B / D モード画像同時表示における B モード画像は、遷移前の B モード画像表示よりも小さく表示されてしまう。そのため、特に、タッチパネル式などの小型の超音波診断装置を利用して B モード画像上にサンプルゲートを設定する際には、操作者にとって B モード画像の視認性が悪くなる。このような問題を回避するため、従来は、B / D モード画像同時表示に遷移後に表示された B モード画像をズーム処理してサンプルゲートを設定している。

40

【0005】

このズーム処理では、ズームイン（拡大）あるいはズームアウト（縮小）をする基準位置を設定する必要があるなど、煩雑なズーム条件を設定しなければならない。そこで、例えば特許文献 1 は、サンプルゲートを基準として、ズーム処理を行う超音波診断装置を提案している。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 0 3 4 4 5 6 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、上述した従来の技術では、さらなる操作性の向上が求められていた。

【 0 0 0 8 】

本願の限定的ではない例示的な実施形態は、B / D モード画像同時表示に遷移させる場合のサンプルゲートを設定するための B モード画像のズーム操作を簡便にすることができる超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法および超音波診断装置の制御器を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

そして、この目的を達成するために本願の一態様に係る超音波診断装置は、表示器と接続可能に構成された超音波診断装置であって、第 1 の B モード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づき D モード画像の画像データを生成する D モード画像データ生成部と、前記第 1 の B モード画像のうち前記サンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第 2 の B モード画像として切り出す B モード画像切出処理部と、前記表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第 1 の表示領域に前記第 2 の B モード画像を割り当て、第 2 の表示領域に前記 D モード画像を割り当て、前記第 2 の B

20

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本願の一実施形態に係る超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法および超音波診断装置の制御器によれば、上記構成とすることで、B / D モード画像同時表示に遷移させる場合のサンプルゲートを設定するための B モード画像のズーム操作の設定操作を簡便に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

30

【図 1 A】本願の実施の形態 1 による超音波診断装置のブロック図の一例である。

【図 1 B】本願の実施の形態 1 による超音波診断装置の表示処理部の詳細ブロック図の一例である。

【図 2】本願の実施の形態 1 による超音波診断装置のハードウェアの構成図の一例である。

【図 3】本願の実施の形態 1 による超音波診断装置の動作フローチャートの一例である。

【図 4】本願の実施形態 1 において、B モード画像を表示した表示画面の一例を示す図である。

【図 5】本願の実施形態 1 による B モード画像上に設定したサンプルゲート画像を表示した表示画面の一例を示す図である。

40

【図 6】本願の実施形態 1 による B モード画像の切り出し範囲を説明する図の一例である。

【図 7】本願の実施形態 1 による B モード画像および D モード画像を同時に表示した表示画面の一例を示す図である。

【図 8】本願の実施の形態 1 による超音波診断装置のサンプルゲートの変更処理に関する動作フローチャートの一例である。

【図 9】本願の実施の形態 1 によるサンプルゲート位置を変更した場合の表示画面の一例を示す図である。

【図 1 0】本願の実施の形態 2 による超音波診断装置の表示処理部の詳細ブロック図の一例である。

50

【図 1 1】本願の実施の形態 2 による超音波診断装置の動作フローチャートの一例である。

【図 1 2】本願の実施形態 2 によるサンプルゲートを変更する場合の表示画面の一例を示す図の一例である。

【図 1 3】本願の実施形態 2 によるサンプルゲートを変更した後の表示画面の一例を示す図の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本願発明者らは、従来の文献に記載された技術を詳細に検討した。その結果、従来の超音波診断装置では、操作者がズーム処理の設定を行わなければならないため、操作者にとっては、サンプルゲートの設定操作が煩雑であるという課題を有していた。

10

【0013】

すなわち、操作者が、B / D モード画像同時表示に遷移後に表示された B モード画像上に D モード画像を表示させたい関心領域が複数あって、その関心領域それぞれについてサンプルゲートを設定して D モード画像を表示させようとする場合、それぞれの関心領域に対し、ズームインとズームアウトの操作を繰り返し行わなければならない場合があった。

【0014】

本発明者は、上記のような場合でも、B / D モード画像同時表示に遷移させる場合のサンプルゲートを設定するための B モード画像のズーム操作を簡便にすることができる超音波診断装置を想到するに至った。本願の一態様の概要は以下の通りである。

20

【0015】

本願の一態様に係る超音波診断装置は、表示器と接続可能に構成された超音波診断装置であって、第 1 の B モード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づき D モード画像の画像データを生成する D モード画像データ生成部と、前記第 1 の B モード画像のうち前記サンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第 2 の B モード画像として切り出す B モード画像切出処理部と、前記表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第 1 の表示領域に前記第 2 の B モード画像を割り当て、第 2 の表示領域に前記 D モード画像を割り当て、前記第 2 の B モード画像および前記 D モード画像を前記表示器に同時に表示させる表示画面構築部とを備えている。

30

【0016】

ある実施形態において、前記表示画面構築部は、前記第 1 の B モード画像を前記超音波画像表示領域に表示する処理を行い、前記超音波画像表示領域の前記第 1 の B モード画像の表示を、B モード画像および D モード画像の同時表示に遷移させる指示があったとき、前記表示画面構築部は、前記第 1 の表示領域に前記第 2 の B モード画像および第 2 の表示領域に前記 D モード画像を割り当て、前記第 2 の B モード画像および前記 D モード画像を前記表示器に同時に表示させる。

【0017】

ある実施形態において、前記表示画面構築部は、前記第 2 の B モード画像を前記第 2 の表示領域内において前記第 1 の B モード画像と同一の表示スケール、或いは予め設定された所定の拡大率で表示させる。

40

【0018】

ある実施形態において、前記第 2 の B モード画像上で前記サンプルゲートが前記所望の位置から別の位置に設定された場合、前記 D モード画像データ生成部は、前記別の位置で設定されたサンプルゲートにおける D モード画像を生成し、前記表示画面構築部は、前記第 2 の表示領域に前記別の位置で設定されたサンプルゲートにおける D モード画像を割り当て、前記表示器に表示させる。

【0019】

ある実施形態において、前記第 2 の B モード画像上で前記サンプルゲートを前記所望の位置から別の位置に設定された場合、前記 B モード画像切出処理部は、前記第 1 の B モード画像のうち前記別の位置で設定されたサンプルゲートの位置を基準に前記所定の範囲の

50

超音波画像を第3のBモード画像として切り出し直し、前記表示画面構築部は、前記第3のBモード画像を前記第1の表示領域に割り当て、前記表示器に表示させる。

【0020】

ある実施形態において、上述のいずれかの超音波診断装置は、圧電変換素子を有する超音波探触子と接続可能に構成されており、前記超音波探触子から超音波を送信するための送信処理を行い、前記超音波探触子が受信した反射超音波に基づき受信信号を生成する受信処理を行う送受信部と、前記受信信号に基づき前記第1のBモード画像に対応するBモード画像データを生成するBモード画像表示処理部とをさらに備えている。

【0021】

本願の一態様に係る方法は、表示器と接続可能に構成された超音波診断装置の制御方法であって、第1のBモード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づきDモード画像の画像データを生成する工程Aと、前記第1のBモード画像のうち前記サンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第2のBモード画像として切り出す工程Bと、前記表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第1の表示領域に前記第2のBモード画像を割り当て、第2の表示領域に前記Dモード画像を割り当て、前記第2のBモード画像および前記Dモード画像を前記表示器に同時に表示させる工程Cとを包含する。

10

【0022】

本願の一態様に係る制御器は、表示器と接続可能に構成された超音波診断装置の制御器であって、第1のBモード画像の所望の位置に設定されたサンプルゲートにおける受信信号に基づきDモード画像の画像データを生成するDモード画像データ生成部と、前記第1のBモード画像のうち前記サンプルゲートの位置を基準に所定の範囲の超音波画像を第2のBモード画像として切り出すBモード画像切出処理部と、前記表示器の超音波画像を表示する表示領域のうち、第1の表示領域に前記第2のBモード画像を割り当て、第2の表示領域に前記Dモード画像を割り当て、前記第2のBモード画像および前記Dモード画像を前記表示器に同時に表示させる表示画面構築部とを備えている。

20

【0023】

以下に、本願の実施の形態の一態様に係る超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法および超音波診断装置の制御器について、図面とともに詳細に説明する。

【0024】

30

(実施の形態1)

以下、添付の図面を参照しながら、実施の形態1による超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法および超音波診断装置の制御器を説明する。

【0025】

図1Aは、本願の実施の形態1による超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0026】

実施の形態1の超音波診断装置100は、超音波探触子101および表示器102と接続可能に構成されている。図1Aに示す超音波診断装置100は、超音波探触子101と表示器102と接続した状態を示している。

【0027】

40

超音波探触子2は、複数の圧電変換素子を有し、この圧電変換素子それぞれが後述する送受信部3からの送信電気信号を超音波へと変換し、超音波ビームを生成する。したがって、被検体表面に超音波探触子101を配置することで、被検体内部に超音波ビームを照射することができる。そして、被検体内部からの反射超音波を超音波探触子101で受信し、複数の圧電変換素子でその反射超音波を受信電気信号へと変換して送受信部3に供給する。

【0028】

なお、実施の形態1においては、超音波探触子101は、複数の圧電素子が一次元方向に配列された超音波探触子101を例に説明するが、本発明はこれに限定されない。例えば、複数の圧電変換素子が2次元に配列された超音波探触子101を用いることも可能で

50

ある。また、超音波探触子 101 は、制御部 12 が使用する圧電変換素子の選択、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングや電圧の値を個々に変化させることによって、送信する超音波ビームの照射位置や照射方向を制御することができる。

【0029】

また、超音波探触子 101 は、後述する送受信部 3 の一部の機能を含んでいてもよい。例えば、送受信部 3 から出力された送信電気信号を生成するための制御信号（以下、「送信制御信号」とする。）に基づき、超音波探触子 101 内で送信電気信号を生成し、この送信電気信号を超音波に変換するとともに、受信した反射超音波を受信電気信号に変換し、超音波探触子 101 内で受信電気信号に基づき後述する受信信号を生成する構成が挙げられる。

10

【0030】

超音波診断装置 100 は、制御器 1 および操作者が各種設定を行う入力部 2 を備える。超音波診断装置 100 がタッチパネル式の場合、表示器 102 および入力部 2 が一体的に構成される。操作者は、表示器 102 に表示された入力キー（入力部 2 のことを指す。）をタッチ操作することで、超音波診断装置 100 の各種設定を行うことになる。なお、本実施の形態および後述の実施の形態 2 では、タッチパネル式の超音波診断装置を想定して説明するが、本発明はこれに限定されるものではない。

【0031】

制御器 1 は、送受信部 3、画像生成部 4、表示処理部 5 および制御器 6 を含む。

【0032】

20

なお、図 1 A に示す各構成要素は、必ずしも独立したハードウェアによって構成される必要はなく、各ブロックを必要に応じて一体とした CPU およびソフトウェアによって各ブロックの機能を実現する構成であってもよい。後に図 2 を参照しながら、ハードウェアの構成例を説明する。

【0033】

また、制御器 1 の各機能ブロックについて、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能を典型的には集積回路である LSI として実現することもできる。これらは個別に 1 チップ化されてもよいし、一部または全てを含むように 1 チップ化されてもよい。なお、ここでは、LSI としたが、集積度の違いにより、IC、システム LSI、スーパー LSI、ウルトラ LSI と呼称されることもある。

30

【0034】

また、集積回路化の手法は LSI に限るものではなく、専用回路または汎用プロセッサで実現してもよい。LSI 製造後に、プログラムすることが可能な FPGA (Field Programmable Gate Array) や、LSI 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサ (ReConfigurable Processor) を利用してもよい。

【0035】

さらには、半導体技術の進歩または派生する別技術により LSI に置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。

【0036】

40

送受信部 3 は、超音波探触子 101 から超音波ビームを送信させるための送信制御信号を生成し、この送信制御信号に基づき圧電変換素子を有する超音波探触子 101 に対し、所定のタイミングで発生する高圧の送信電気信号たる送信信号を供給することで、超音波探触子 101 の圧電変換素子を駆動させる送信処理を行う。この送信処理により、超音波探触子 101 は、送信電気信号を超音波へと変換することで、被計測物である被検体に超音波を照射することができる。

【0037】

また、送受信部 3 は、超音波探触子 101 が被検体からの反射超音波に対して変換した受信電気信号を受信し、増幅して A/D 変換を行うことで受信信号の生成処理を行う（以下、この処理を受信処理という。）。そして、この受信信号は、画像生成部 4 へ供給され

50

る。

【0038】

画像生成部4は、Bモード画像データ生成部41とDモード画像データ生成部42とを有する。送受信部3からの受信信号に基づき、Bモード画像データおよびDモード画像データを構築する。

【0039】

Bモード画像データ生成部41は、たとえば、各種フィルタ、検波器、対数増幅器、走査変換器、およびその他の信号/画像処理器などを用いて構成される。Bモード画像データ生成部41は、主に受信信号の振幅を解析して受信信号の信号強度(すなわち、反射超音波の振幅の大きさ)を輝度信号へと変換する。そして、Bモードデータ生成部41は、
10 各々の受信信号から変換された1つのフレームBモード画像の輝度信号を直交座標系に対応するように座標変換することで、Bモード画像データを構築する。そしてBモード画像データ生成部41は、構築したBモード画像データを表示処理部5へ供給する。

【0040】

Dモード画像データ生成部42は、操作者がBモード画像上の所望の位置に設定したサンプルゲートにおける受信信号に対し、圧電変換素子の共振周波数と略同一の周波数の基準信号を用いて直交検波し、得られたドブラ信号をFFTにより周波数分析することによってドプラスペクトラムデータを構築する。そして、Dモード画像データ生成部42は、
20 構築したドプラスペクトラムデータを例えば、縦軸に周波数に対応する流速(V)、横軸に時間(t)、各流速(周波数)成分のパワー(強さ)を輝度(階調)としたスペクトル表示を行い、時間的に連続したDモード画像データを生成する。

【0041】

なお、上述したBモード画像およびDモード画像の画像データの生成方法は一例である。他の方法を用いてもよい。

【0042】

図1Bは、表示処理部5の構成を示すブロック図である。

【0043】

表示処理部5は、Bモード画像表示処理部51、サンプルゲート表示処理部52、Bモード画像切り出し処理部53、Dモード画像表示処理部54および表示画面構築部55から構成される。この表示処理部5は、Bモード画像データおよびDモード画像データを表
30 示器102の表示画面中に表示させる処理を行う。

【0044】

なお、表示器102に表示されるDモード画像には、ドプラスペクトラムデータに基づき生成されたトレース波形やそのトレース波形に基づき各種診断パラメータの計測結果を表示した画像が含まれる画像であってもよい。このトレース波形は、例えば、ドプラスペクトラムデータの時間毎の最高流速点や平均流速点を繋いでいくことにより生成される。また、各種診断パラメータとは、PSV(Peak Systolic Velocity)、EDV(End Diastolic Velocity)、TAMV(Time Average Maximum Velocity)、RI(Resistance Index)、PI(Pulsatility Index)といったものであり、こ
40 れらは生成したトレース波形に基づき計測される。

【0045】

Bモード画像表示処理部51は、Bモード画像データに基づき、Bモード画像を構築し、表示画面構築部55に出力する。

【0046】

サンプルゲート表示処理部52は、予め所定のサンプルゲートを示す画像(以下、サンプルゲート画像とする。)を保持し、操作者がDモード画像を表示させるための入力部2の操作に応じて、サンプルゲート画像を表示画面構築部55に出力する。

【0047】

Bモード画像切り出し処理部53は、操作者が入力部2でBモード画像表示からB/Dモー
50

ド画像同時表示に遷移させる操作を行った場合、Bモード画像表示処理部51で構築したBモード画像のうち、設定されたサンプルゲートの位置を基準に所定の範囲のBモード画像を切り出し、表示画面構築部55に出力する。

【0048】

Dモード画像表示処理部54は、操作者が入力部2でBモード画像表示からB/Dモード画像同時表示に遷移させる操作を行った場合、Dモード画像データに基づき構築したDモード画像を表示画面構築部55に出力する。

【0049】

表示画面構築部55は、Bモード画像やDモード画像を表示する表示画面を構築するものであって、予め表示画面構築のための各種グラフィクス画像、表示フォーマットを備えている。

【0050】

Bモード画像表示の場合、表示画面構築部55は、Bモード画像表示に対応した表示フォーマット、各種グラフィクス画像を準備する。そして表示画面構築部55は、表示画面中の超音波画像表示領域にBモード画像表示処理部51からのBモード画像を割り当て、構築した表示画面を表示器102に表示させる処理を行う。また、操作者が、入力部2でDモード画像を構築させるためにサンプルゲートを設定するための操作を行った場合、表示画面構築部55は、Bモード画像表示で表示されたBモード画像上にサンプルゲート表示処理部52からのサンプルゲート画像を重畳して表示する処理を行う。

【0051】

一方、操作者が入力部2でBモード画像表示からB/Dモード画像同時表示に遷移させた場合、表示画面構築部55は、例えば、表示画面中の超音波画像表示領域を第1の表示領域および第2の表示領域といったように上下(ないし左右)2分割する。そして表示画面構築部55は、上側の第1の表示領域にはBモード画像切出処理部52で切り出したBモード画像を準備し、下側の第2の表示領域にはDモード画像を表示させる表示フォーマットと各種グラフィクス画像を準備する。Bモード画像を超音波画像表示領域の上側の第1の表示領域に、Dモード画像を超音波画像表示領域の下側の第2の表示領域に割り当てる。また、表示画面構築部55は、設定したサンプルゲート画像をBモード画像に重畳して表示させる処理を行う。なお、サンプルゲート画像は、例えば、タッチしてドラッグするなどの操作者の入力部2の操作により移動可能である。後述する制御部6の制御より、移動させて設定したサンプルゲート画像のBモード画像上の位置に対応する受信信号に基づき、Dモード画像データ処理部42がDモード画像データを構築する。

【0052】

制御部6は、入力部2からの指令に基づき、制御器1内の各ブロックの動作を制御する。

【0053】

図2は超音波診断装置100のハードウェア構成の一例を示す。ハードウェアの観点では、超音波診断装置100は、例えば、パルサー153、増幅器154、A/Dコンバーター155、送信ビームフォーマ156、受信ビームフォーマ157、画像処理器158、演算処理器159およびメモリ160を含んでいる。

【0054】

複数の圧電変換素子151は、超音波を送受信する。複数の圧電変換素子151は、超音波探触子101(図1A)の一部に対応する。圧電変換素子151の数に対応して、後述するパルサー153、増幅器154、およびA/Dコンバーター155は複数用意される。

【0055】

なお本明細書では、超音波探触子101は超音波診断装置100の構成要素ではなく、超音波診断装置100と接続可能な外部の要素としているが、これは一例である。超音波探触子101は超音波診断装置100の構成要素であってもよい。

【0056】

10

20

30

40

50

送信ビームフォーマ１５６は、適正な位相を有する送信制御信号を生成し、適正なタイミングでパルサー１５３に送信する。これにより、所望の方向に超音波のメインビームを形成することが可能となる。パルサー１５３は、送信ビームフォーマ１５６から受信した送信制御信号に基づいて高周波の電圧パルス（送信信号）を出力する。電圧パルスは複数の圧電変換素子１５１に印加され、電圧パルスに応じた超音波が圧電変換素子１５１から送信される。送信ビームフォーマ１５６は、およびパルサー１５３は、送受信部３（図１Ａ）の送信機能に対応するハードウェアである。

【００５７】

増幅器１５４は、圧電変換素子１５１によって受信された反射超音波を増幅する。ＡＤコンバーター１５５は、増幅器１５４によって増幅された、アナログ形式の反射超音波をデジタル形式の受信信号に変換する。受信ビームフォーマ１５７は、ＡＤコンバーター１５５によって生成された、各圧電変換素子１５１によって受信された反射超音波の受信信号の位相をそれぞれ変化させて積算する。この変化のさせ方に応じて、体内のある点からの信号を強め合うことが可能になる。これにより受信ビームフォーマ１５７は、所望の位置にフォーカシングを行うことを可能にする。増幅器１５４、ＡＤコンバーター１５５および受信ビームフォーマ１５７は、送受信部３（図１Ａ）の受信機能に対応するハードウェアである。

10

【００５８】

画像処理器１５８は、たとえばグラフィックス・プロセッシング・ユニット（ＧＰＵ）である。画像処理器１５８は、たとえば受信ビームフォーマ５７によって生成された画像信号の信号強度を輝度信号に変換して、Ｂモード画像データを生成する。また画像処理器５８は、Ｂモード画像上の特定位置に設定したサンプルゲートにおける反射超音波を所定の処理によって血流情報に変換して、Ｄモード画像を生成する。

20

【００５９】

演算処理器５９は、たとえばＣＰＵとして知られるコンピュータである。演算処理器５９は、後述のコンピュータプログラムを実行することにより、超音波診断装置１００全体の動作を制御する。

【００６０】

メモリ１６０は、図１Ａおよび図１Ｂに示す各構成要素の機能を実現するため手順を規定したコンピュータプログラムを記憶する。またメモリ１６０は、各構成要素を所定の手順で動作させることにより、超音波診断装置１００、超音波探触子１０１および表示器１０２を制御し、Ｂモード画像および／またはＤモード画像を生成するための手順を規定したコンピュータプログラムを記憶している。これらのプログラムはメモリ１６０から逐次読み出され、演算処理器１５９によって実行される。

30

【００６１】

上述したハードウェアの構成は一例であって種々の改変が可能である。たとえば、画像処理器１５８を省略することが可能である。画像処理器１５８の機能は、その機能に対応する処理が記述されたコンピュータプログラムを演算処理器１５９に実行させることによって実現してもよい。また、送信ビームフォーマ１５６および受信ビームフォーマ１５７の機能をソフトウェアにより実現してもよい。上述のハードウェアの代わりに、画像処理器１５８、演算処理器１５９、およびメモリ１６０を含むＰＣを用いてもよい。

40

【００６２】

以上の構成からなる超音波診断装置１００の制御方法の一例について、操作者の操作も踏まえて、図３の動作フローチャートを用いて説明する。ここでは、Ｂモード画像データに基づき表示器１０２にＢモード画像を表示させるＢモード画像表示から、操作者が入力部２でＢ／Ｄモード画像同時表示に遷移させる操作を行った処理について説明する。

【００６３】

また、個々で説明する超音波診断装置１００の制御方法の例は、リアルタイムに生成した超音波画像を用いた例で説明しているが、本発明はこれに限定されない。超音波診断装置１００の制御方法は、予め記録しておいた受信信号に基づくＢモード画像およびＤモー

50

ド画像を利用する場合にも適用可能である。その場合には、たとえば図2の例では、画像処理部158、演算処理部159およびメモリ160が存在していればよい。画像処理部158は、受信信号のデジタルデータ、または、予め記録しておいた受信信号に基づくBモード画像およびDモード画像のデータを、メモリ160または二次記憶装置(図示せず)から取得して図3に示す処理を行うことが可能である。この構成は後述の実施の形態2にも適用され得る。

【0064】

ステップS1は、Bモード画像表示を行う処理である。Bモード画像表示処理部51は、Bモード画像データ生成部41で構築したBモード画像データに基づき、Bモード画像を構築し、表示画面構築部55に出力する。そして、表示画面構築部55は、予め保持した表示フォーマットおよび各種グラフィクス画像に基づき、構築したBモード画像を、表示器102に表示させる処理を行う。

10

【0065】

図4は、表示器102の表示画面201の例を示す。表示画面構築部55は、Bモード画像を、超音波画像表示領域202に割り当てて表示する。なお図4に示すBモード画像は、頸動脈の血管の伸長方向における断面の一例を示している。

【0066】

ステップS2は、サンプルゲートの設定処理である。操作者は、表示画面201中(超音波画像表示領域202)に表示されたBモード画像に基づき、入力部2の操作を介して、Bモード画像の所望の位置にサンプルゲートを設定する。この際、例えば、入力部2の「サンプルゲート設定」の入力キー(図示せず)を押すことで、表示画面構築部55は、サンプルゲート表示処理部52からの出力を受けて、Bモード画像上の所定のデフォルトの位置にサンプルゲート画像を重畳して表示する。そして、例えば、操作者が、Bモード画像上のデフォルトの位置に表示されたサンプルゲート画像をタッチし、ドラッグ操作などで移動させることで図5に示すように所望の位置にサンプルゲート204を設定する。

20

【0067】

ステップS3は、Dモード画像データ生成部42が、ステップS2で設定したBモード画像に対するサンプルゲート位置に対応する受信信号に基づきDモード画像を構築する処理である。Dモード画像データ生成部42は、Bモード画像の各ドットの位置が、被検体のどの位置から得られた反射超音波に基づいて構築されているかを特定することができる。Dモード画像データ生成部42は、サンプルゲート位置が指定されると、その位置に対応する反射超音波(受信信号)からDモード画像を構築する。なお、後にサンプルゲート位置の変更に伴ってDモード画像の表示位置を変更する処理を説明している。このような処理もまた、上述したサンプルゲート位置と、被検体の位置との対応関係に基づいて実現される。

30

【0068】

ステップS4は、操作者が、入力部2を操作することにより、Bモード画像表示からB/Dモード画像同時表示に遷移させる設定に切替える処理である。

【0069】

ステップS5は、ステップS4のB/Dモード画像同時表示へ遷移させる切替え設定を受けて、Bモード画像切出処理部53が、Bモード画像表示処理部51で構築したBモード画像のうち、所定の範囲のBモード画像を切り出し、表示画面構築部55に出力する処理を行う処理である。具体的には、Bモード画像切出処理部53が、Bモード画像上に設定されたサンプルゲートを基準として所定の範囲を切り出す処理を行う。例えば、切り出すBモードの画像が所定の大きさの長方形である場合、Bモード画像切出処理部53は、設定したサンプルゲートが、切り出すBモード画像の縦方向および横方向において中心となるように、所定の範囲のBモード画像を切り出す。

40

【0070】

図6は、Bモード画像切出処理部53によって切り出されるサンプルゲート周辺の画像を示す。切り出される範囲205が長破線で示されている。本明細書では、長破線で示さ

50

れる範囲 205 の画像を切り出し B モード画像 205 と呼ぶ。

【0071】

ステップ S6 は、表示画面構築部 55 が、切り出し B モード画像と D モード画像とを表示画面に表示させる処理を行う処理である。

【0072】

具体的には、表示画面構築部 55 が、切り出し B モード画像と D モード画像とを同時に表示させるために、予め備えた表示フォーマットおよび各種グラフィクス画像を準備する。そして、表示画面構築部 55 は、例えば超音波画像表示領域 202 を上下に 2 分割する。そして表示画面構築部 55 は、分割した上側を第 1 の表示領域として切り出し B モード画像 205 の表示のために割り当て、下側を第 2 の表示領域として D モード画像 206 の表示のために割り当て、各画像を表示器 102 に表示させる。この際、切り出した B モード画像 205 の表示スケールは、ステップ S1 で表示された B モード画像と同一の表示スケール、或いは、予め設定された所定の拡大率で表示される。

10

【0073】

図 6 は、上段の第 1 の表示領域に割り当てられた切り出し B モード画像 205、および下段の第 2 の表示領域に割り当てられた D モード画像 206 を示す。図 6 では、ステップ S1 の B モード画像表示の際に表示された B モード画像と同一の表示スケールで表示した例を示している。

【0074】

以上のステップ S1 ~ S6 の処理を行うことで、操作者は、B モード画像表示から B / D モード画像同時表示に遷移させる場合、B モード画像のズーム操作を行うことなくサンプルゲートを設定することができる。

20

【0075】

次に、図 8 を参照しながら、サンプルゲートの設定を変更する処理を説明する。図 8 は、サンプルゲートの設定変更処理の手順を示す。ステップ S7 ~ S9 の処理は、図 3 のステップ S2 で設定したサンプルゲートを別の位置にサンプルゲートを設定する場合の処理である。

【0076】

ステップ S7 は、ステップ S2 (図 3) で設定したサンプルゲート位置を変更する処理である。操作者は、既に設定しているサンプルゲート画像 204 を所望の切り出し B モード画像上の位置にタッチおよびドラッグなどにより操作する。図 9 は、既に設定しているサンプルゲート画像 204 と、所望の位置に移動されたサンプルゲート画像 207 とを示す。移動の際、表示画面構築部 55 は、切り出し B モード画像 205 上に現在表示されているサンプルゲート画像 204 が、タッチおよびドラッグなどにより操作した所望の切り出し B モード画像位置 (図 9 中のサンプルゲート画像 207 の位置) まで、その操作に追従して移動させて表示させる処理を行う。

30

【0077】

ステップ S8 は、ステップ S3 同様、D モード画像データ生成部 41 が、設定し直したサンプルゲートにおける D モード画像を構築する処理である。

【0078】

そして、ステップ S9 において、D モード画像表示処理部 42 および表示画面構築部 55 において、既に表示している D モード画像 (サンプルゲート画像 204 に対応する D モード画像) を新たに構築した D モード画像 (サンプルゲート画像 207 に対応する D モード画像) に置き換え、表示器 102 に表示させる。

40

【0079】

以上の構成により、B モード画像表示から B / D モード画像同時表示に遷移させる場合、操作者が B モード画像をズーム処理することなく、サンプルゲートの設定が可能となるため、操作性を向上させることが可能となる。

【0080】

(実施の形態 2)

50

実施の形態 2 は、B モード画像表示から B / D モード画像同時表示に遷移させる場合の操作をより簡便に行うことができる構成について説明する。具体的には、実施の形態 1 の図 8 におけるステップ S 7 で示したように、サンプルゲートの設定を変更する場合、より簡便な操作を行うことができる構成である。

【 0 0 8 1 】

実施の形態 1 のステップ S 7 では、切り出し B モード画像 2 0 5 内でサンプルゲートの設定が変更される。この場合、切り出し B モード画像 2 0 5 外の位置にサンプルゲートを設定したい場合や、切り出し B モード画像 2 0 5 内であっても B モード画像周縁にサンプルゲートを設定したい場合には、操作が煩雑となる。すなわち、このような場合、再度 B モード画像表示の設定に変更し直した上でサンプルゲートを設定し、B / D モード画像同時表示に遷移させる設定にしなければならない。本実施の形態では、このような場合であっても、簡便な操作でサンプルゲートを設定できる構成を説明する。

10

【 0 0 8 2 】

本実施の形態にかかる超音波診断装置と実施の形態 1 にかかる超音波診断装置との相違点は、図 1 0 に示すように表示処理部 5 の構成である。具体的には、実施の形態 1 のステップ S 7 のサンプルゲートの設定変更があった場合の処理が相違している。すなわち本実施の形態においては、表示画面構築部 5 5 において、変更したサンプルゲート位置を B モード画像表示処理部 5 1 に出力し、B モード画像表示処理部 5 1 が、その変更したサンプルゲート位置に基づき、所定の範囲の B モード画像を切り出し直す。

20

【 0 0 8 3 】

実施の形態 2 に係る超音波診断装置全体の構成は図 1 A および図 2 に示す構成と同じである。そのため実施の形態 2 に係る超音波診断装置は、実施の形態 1 に関連して説明した図 3 の処理を行うことが可能である。以下では、図 1 A、図 2 および図 3 の説明は実施の形態 1 の説明を援用する。

【 0 0 8 4 】

本実施の形態では、実施の形態 1 における図 1 B の構成が、図 1 0 に示される構成に変更されている。以下、図 1 1 の動作フローチャートを参照しながら、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の制御方法の一例を、操作者の操作も踏まえて説明する。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 2 1 は、操作者の操作に起因するサンプルゲートの設定変更処理である。たとえば操作者は、図 1 2 に示すように、既に設定しているサンプルゲート画像 2 0 4 にタッチし、所望の切り出し B モード画像上の位置にサンプルゲート画像 2 0 4 をそのままドラッグする。表示画面構築部 5 5 は、切り出し B モード画像 2 0 5 上に現在表示されているサンプルゲート画像 2 0 4 が、タッチおよびドラッグなどにより操作した所望の切り出し B モード画像位置（図 9 中のサンプルゲート画像 2 0 7 の位置）まで、その操作に追従して移動させて表示させる処理を行う。より具体的には、表示画面構築部 5 5 は、タッチ位置に対応する画面上の位置の情報を取得し、その位置に現在表示されている切り出し B モード画像の画素を特定する。表示画面構築部 5 5 は、ドラッグ方向およびドラッグ量の情報を併せて取得し、その方向および量に応じて、特定した画素および他の画素を平行移動させて画像の表示位置を変更する。視認性を向上させるため、画像の表示を、ドラッグの方向および量の変化に追従させて変化させてもよい。あるいは、タッチが終了したタイミングで画像の表示を変化させてもよい。

30

40

【 0 0 8 6 】

ステップ S 2 2 は、ステップ S 2 1 のサンプルゲート画像の所望の位置への移動に伴い、表示画面構築部 5 5 が、B モード画像上の変更後のサンプルゲートの位置を B モード画像表示処理部 5 1 に出力する。そして、B モード画像切出処理部 5 3 は、B モード画像表示処理部 5 1 に出力された変更後のサンプルゲートの位置に基づき、所定の範囲の B モード画像を切り出し直す。表示画面構築部 5 5 は、図 1 3 に示すように、切り出し直した B モード画像 2 0 8 を既に表示されている切り出し B モード画像 2 0 4 と置き換え、表示器 1 0 2 に表示させる処理を行う。

50

【 0 0 8 7 】

ステップ S 2 3 は、ステップ S 2 2 にて表示された B モード画像が、操作者がサンプルゲートを設定したい所望の位置が表示されており、その位置にサンプルゲートが設定されていた場合（ステップ S 2 3 の Y E S）、ステップ S 8 に移行する。一方、操作者がサンプルゲートを設定したい所望の位置が表示されていない場合（ステップ S 2 3 の N O）、ステップ S 2 1 に戻り、所望の B モード画像が表示されるまで、サンプルゲートをタッチおよびドラッグなどの操作により移動させて同様のステップを繰り返す。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 8 および S 9 は、図 3 に関連して実施の形態 1 において既に説明したので、再度の説明は省略する。

10

【 0 0 8 9 】

以上の構成により、操作者は、サンプルゲートの設定を変更する場合、変更後にサンプルゲートを設定したい B モード画像上の位置が、現在表示されている切り出し B モード画像外であったり、切り出し B モード画像内であっても B モード画像周縁であったりした場合であっても、簡便な操作で、サンプルゲートの設定が可能となるため、より操作性を向上させることが可能となる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 9 0 】

本願の超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法および超音波診断装置の制御器によれば、上記構成とすることで、B / D モード画像同時表示に遷移させる場合のサンプルゲートの設定操作を簡便に行うことができる。その結果、操作簡便な超音波診断装置を提供することが可能となる。

20

【 符号の説明 】

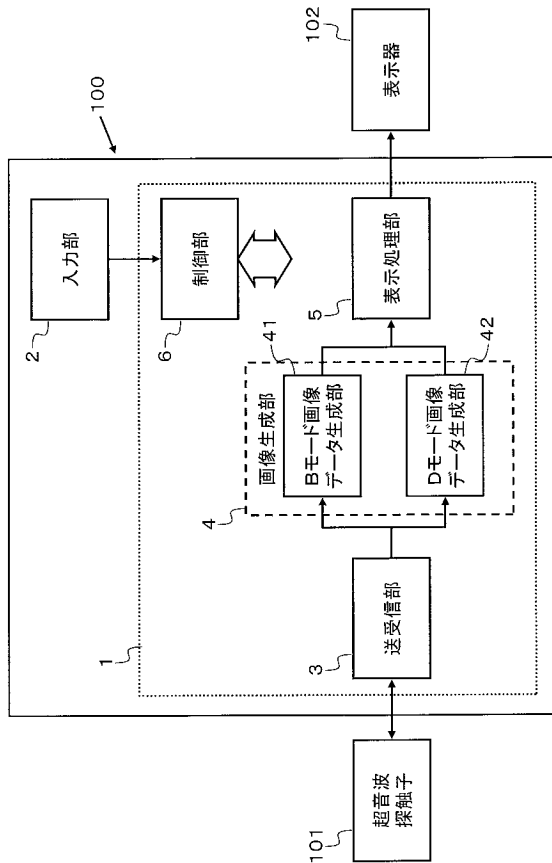
【 0 0 9 1 】

- 1 制御器
- 2 入力部
- 3 送受信部
- 4 画像生成理部
- 5 表示処理部
- 6 制御部
- 4 1 B モード画像データ生成部
- 4 2 D モード画像データ生成部
- 5 1 B モード画像表示処理部
- 5 2 サンプルゲート表示処理部
- 5 3 B モード画像切出処理部
- 5 4 D モード画像表示処理部
- 5 5 表示画面構築部
- 1 0 0 超音波診断装置
- 1 0 1 超音波探触子
- 1 0 2 表示器
- 2 0 1 表示画面
- 2 0 2 超音波画像表示領域
- 2 0 3 頸動脈の血管の伸長方向における断面の B モード画像
- 2 0 4、2 0 7 サンプルゲート画像
- 2 0 5 切り出し B モード画像
- 2 0 6 D モード画像
- 2 0 8 切り出し直した B モード画像

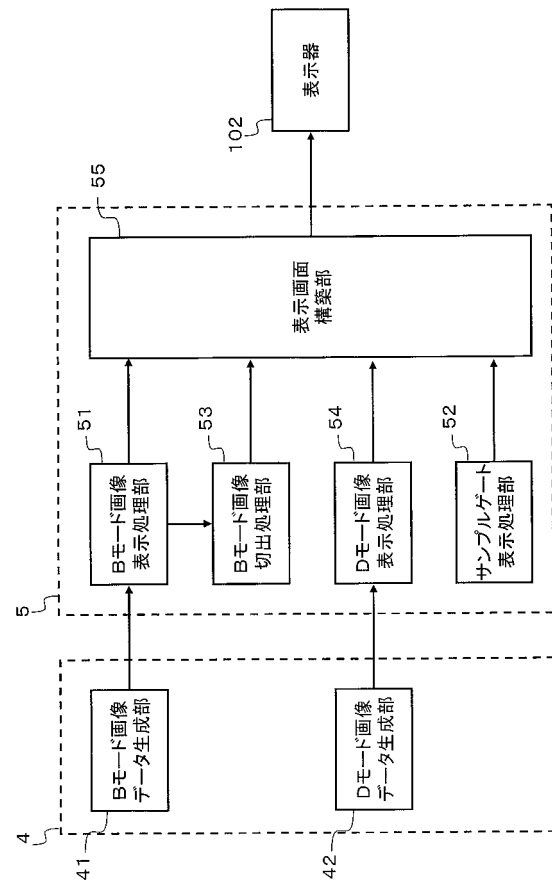
30

40

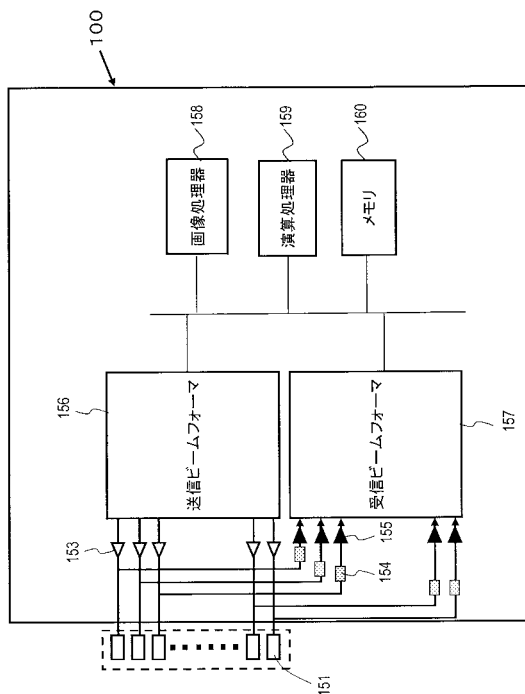
【図 1 A】



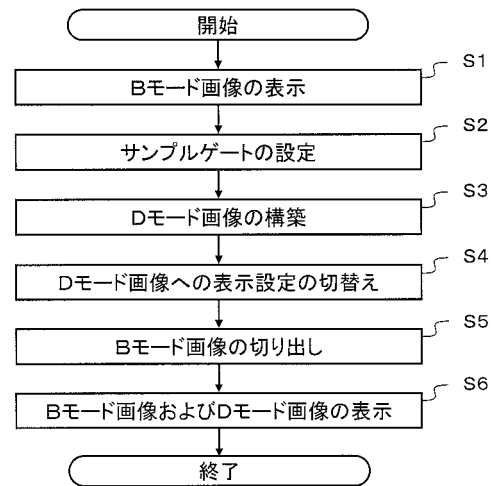
【図 1 B】



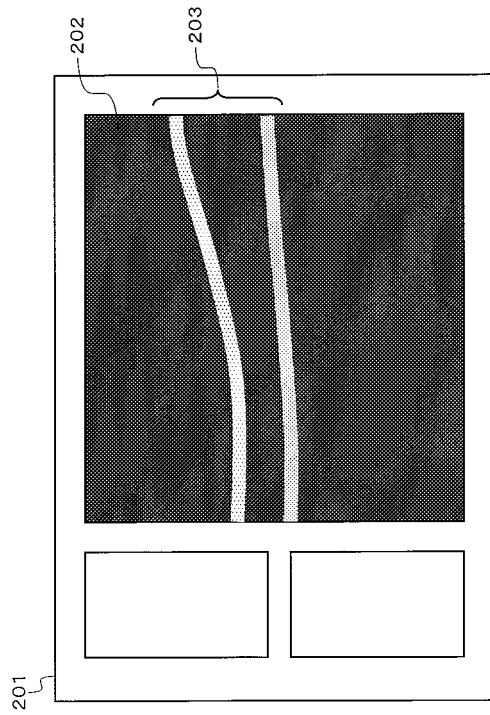
【図 2】



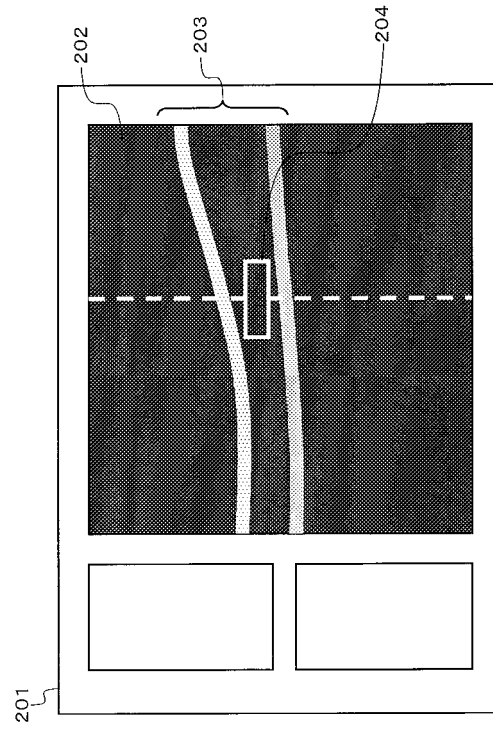
【図 3】



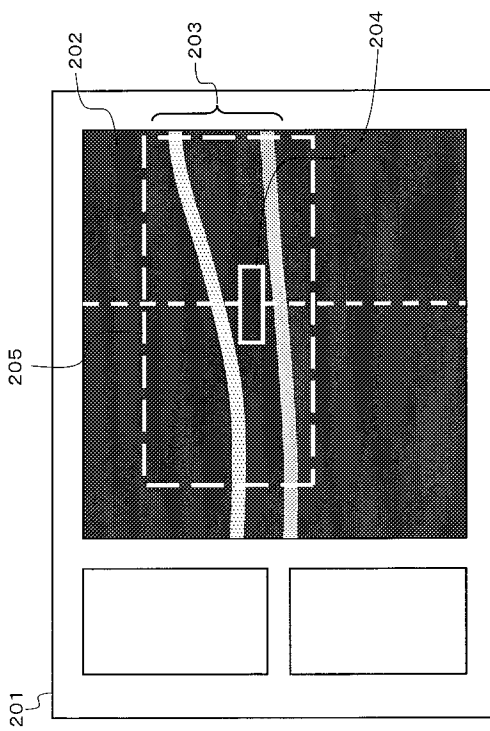
【 図 4 】



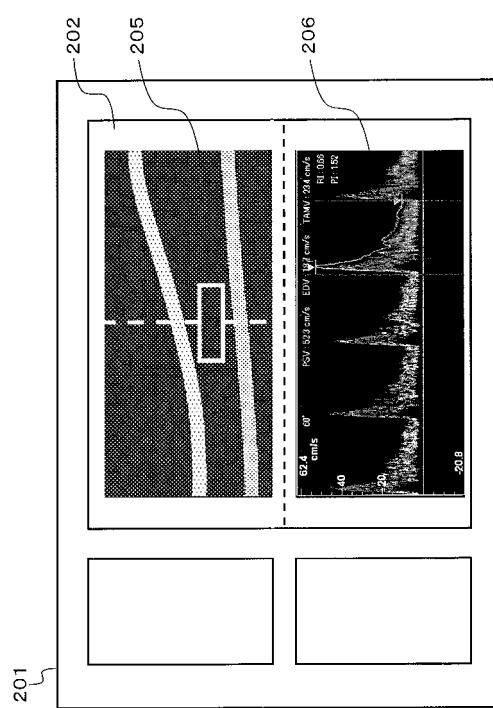
【 図 5 】



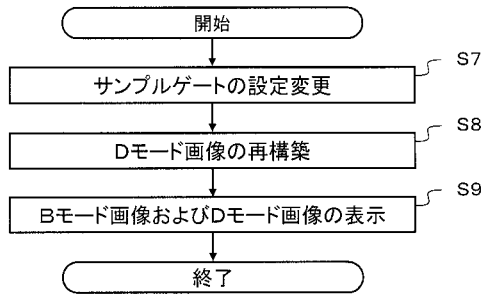
【 図 6 】



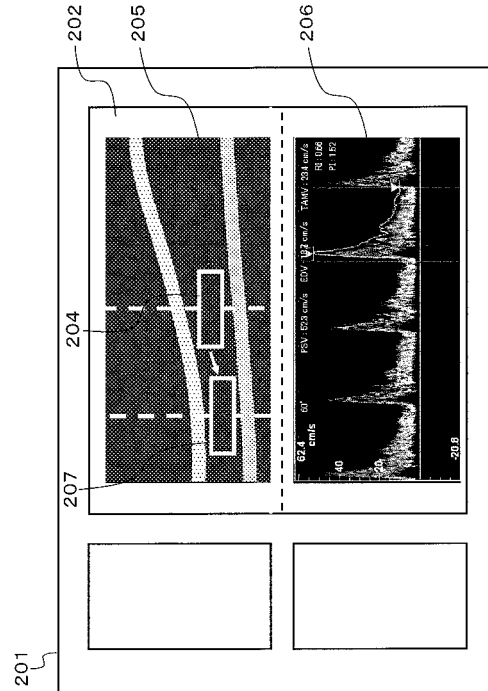
【 図 7 】



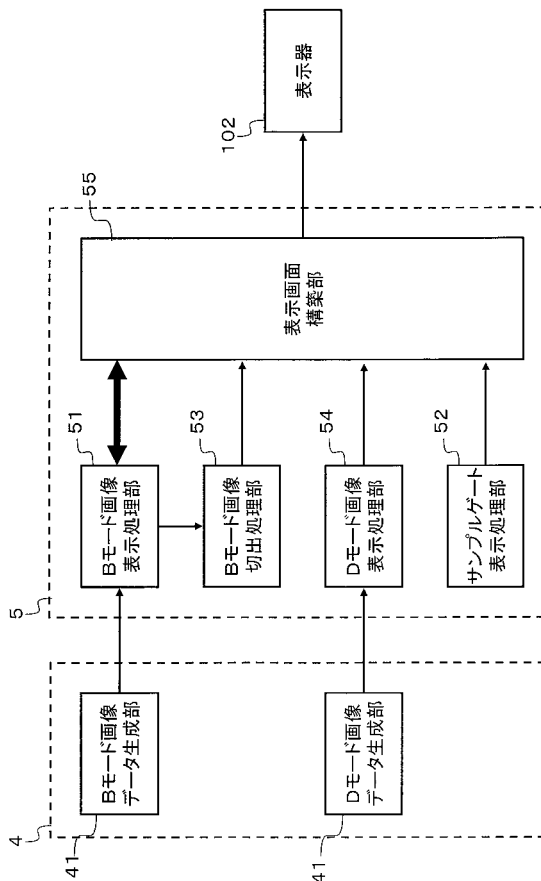
【図 8】



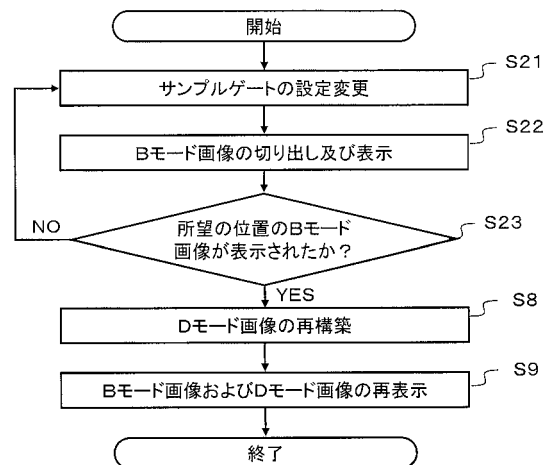
【図 9】



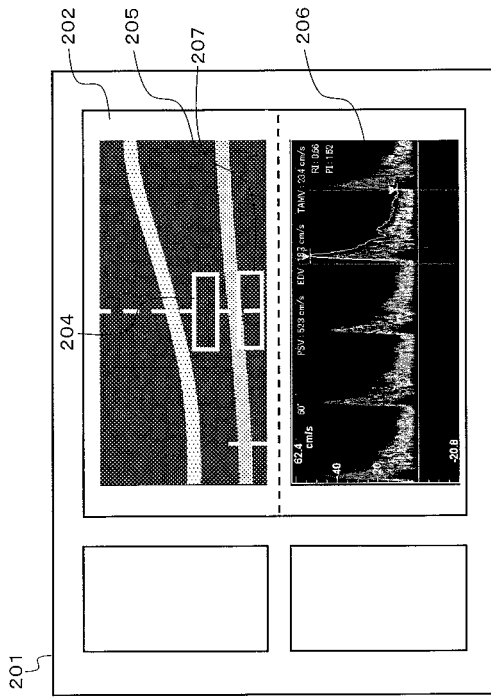
【図 10】



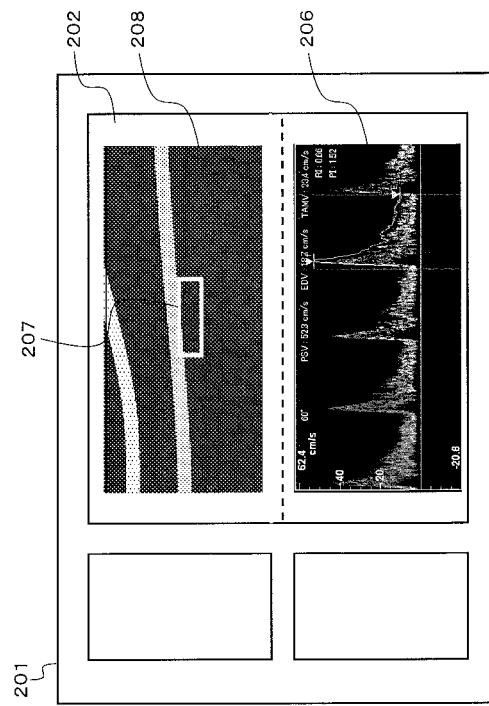
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/005517												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/06(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) A61B8/06														
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 <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X Y</td> <td>JP 2006-87696 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 06 April 2006 (06.04.2006), paragraphs [0032] to [0040]; fig. 4 (Family: none)</td> <td>1-3, 6-8 4-5</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2002-191604 A (Hitachi Medical Corp.), 09 July 2002 (09.07.2002), paragraphs [0030] to [0032]; fig. 7 (Family: none)</td> <td>4-5</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 8-52137 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 27 February 1996 (27.02.1996), paragraph [0033]; fig. 4 to 8 (Family: none)</td> <td>1-8</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X Y	JP 2006-87696 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 06 April 2006 (06.04.2006), paragraphs [0032] to [0040]; fig. 4 (Family: none)	1-3, 6-8 4-5	Y	JP 2002-191604 A (Hitachi Medical Corp.), 09 July 2002 (09.07.2002), paragraphs [0030] to [0032]; fig. 7 (Family: none)	4-5	A	JP 8-52137 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 27 February 1996 (27.02.1996), paragraph [0033]; fig. 4 to 8 (Family: none)	1-8
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X Y	JP 2006-87696 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 06 April 2006 (06.04.2006), paragraphs [0032] to [0040]; fig. 4 (Family: none)	1-3, 6-8 4-5												
Y	JP 2002-191604 A (Hitachi Medical Corp.), 09 July 2002 (09.07.2002), paragraphs [0030] to [0032]; fig. 7 (Family: none)	4-5												
A	JP 8-52137 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 27 February 1996 (27.02.1996), paragraph [0033]; fig. 4 to 8 (Family: none)	1-8												
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See parent 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 22 October, 2013 (22.10.13)		Date of mailing of the international search report 29 October, 2013 (29.10.13)												
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer												
Facsimile No.		Telephone No.												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/005517

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-344564 A (Aloka Co., Ltd.), 09 December 2004 (09.12.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 5 5 1 7	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/06(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. A61B8/06			
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*	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	JP 2006-87696 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2006.04.06, 段落【0032】-【0040】、第4図（ファミリーなし）	1-3, 6-8 4-5	
Y	JP 2002-191604 A（株式会社日立メディコ）2002.07.09, 段落【0030】-【0032】、第7図（ファミリーなし）	4-5	
A	JP 8-52137 A（ジーイー横河メディカルシステム株式会社）1996.02.27, 段落【0033】第4-8図（ファミリーなし）	1-8	
☒ 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 「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 22.10.2013		国際調査報告の発送日 29.10.2013	
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） 松谷 洋平 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3410

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2013/005517

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
A	JP 2004-344564 A (アロカ株式会社) 2004.12.09, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-8

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,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,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,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,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ

(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)	超声波诊断装置，超声波诊断装置的控制方法和超声波诊断装置的控制装置		
公开(公告)号	JPWO2014045572A1	公开(公告)日	2016-08-18
申请号	JP2014536593	申请日	2013-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	木元 貴士 西村 有史		
发明人	木元 貴士 西村 有史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/JB16 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK25 4C601/KK27		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2012205275 2012-09-19 JP		
其他公开文献	JP6213472B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在转变为B / D模式图像同时显示的情况下，用于设置样本门的B模式图像的变焦操作变得更简单。 超声诊断设备被配置为可连接到显示器。 超声诊断设备是第一B模式图像，以及D模式图像数据生成器，其基于在第一B模式图像的期望位置处设置的样本门处的接收信号来生成D模式图像的图像数据。 B模式图像切出处理单元基于样本门的位置切出预定范围内的超声图像作为第二B模式图像，以及用于在显示器上显示超声图像的显示区域。 将第二B模式图像分配给显示区域的显示区域，将D模式图像分配给第二显示区域，并且提供同时显示第二B模式图像和D模式图像的显示屏构造单元。 有。

