

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6381979号
(P6381979)

(45) 発行日 平成30年8月29日 (2018. 8. 29)

(24) 登録日 平成30年8月10日 (2018. 8. 10)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-120978 (P2014-120978)
 (22) 出願日 平成26年6月11日 (2014. 6. 11)
 (65) 公開番号 特開2016-105 (P2016-105A)
 (43) 公開日 平成28年1月7日 (2016. 1. 7)
 審査請求日 平成29年6月12日 (2017. 6. 12)

(73) 特許権者 594164542
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100179062
 弁理士 井上 正
 (74) 代理人 100189913
 弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波送受信を行う複数の送信用振動素子及び受信用振動素子を有した複数の超音波プローブと、

前記送信用振動素子に対して送信超音波を放射するための駆動信号を供給し、前記受信用振動素子から得られた受信信号を整相加算する送受信手段と、

前記各超音波プローブの位置情報を用いて送受信方向制御信号を生成し、前記送受信方向制御信号に基づいて前記送受信手段を制御し、前記複数の超音波プローブを用いた前記超音波送受信を前記被検体に対して同時に行う走査制御手段と、

超音波プローブ単位で得られた前記整相加算後の受信信号に基づいて複数の画像データを生成する画像データ生成手段と、

得られた前記複数の画像データを表示する表示手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体に対して超音波送受信を行う複数の超音波プローブの送信用振動素子に対して送信超音波を放射するための駆動信号を供給し、前記複数の超音波プローブの受信用振動素子から得られた受信信号を整相加算する送受信手段と、

前記各超音波プローブの位置情報を用いて送受信方向制御信号を生成し、前記送受信方向制御信号に基づいて前記送受信手段を制御し、前記複数の超音波プローブを用いた前記超音波送受信を前記被検体に対して同時に行う走査制御手段と、

10

20

超音波プローブ単位で得られた前記整相加算後の受信信号に基づいて複数の画像データを生成する画像データ生成手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像データ生成手段によって生成された前記複数の超音波プローブの各々に対応する前記複数の画像データを合成する画像データ合成手段を備えることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像データ合成手段は、前記各超音波プローブの位置情報に基づいて前記複数の画像データを合成することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記画像データ合成手段は、前記複数の超音波プローブを用いて収集した検査モードの異なる複数の画像データを合成することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像データ合成手段は、前記複数の超音波プローブを用いて異なる平面上に設定された複数の走査領域から得られた複数の画像データを合成する際、重複した前記走査領域における手前の画像データを半透明処理することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記走査制御手段は、前記複数の超音波プローブの同一時刻における前記超音波送受信の方向が接近しないように制御することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記走査制御手段は、前記複数の超音波プローブを用いて同一平面上に設定された複数の走査領域に対して超音波送受信を行う際、重複した走査領域における超音波受信を行わずに新たな送受信方向に対する超音波送信を開始させることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 9】

前記走査制御手段は、前記重複した走査領域の情報に基づいてレートパルスの時間間隔を制御することを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

前記複数の超音波プローブの各々が備える前記送信用振動素子及び前記受信用振動素子は、超音波プローブ単位で互いに異なる超音波周波数を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体の周囲に配置された複数の超音波プローブによって得られた受信信号に基づいて前記複数の超音波プローブの各々に対応する複数の画像データを収集する超音波診断装置に対し、

前記複数の超音波プローブの送信用振動素子に対して送信超音波を放射するための駆動信号を供給し、前記複数の超音波プローブの受信用振動素子から得られた受信信号を整相加算する送受信機能と、

40

前記各超音波プローブの位置情報を用いて送受信方向制御信号を生成し、前記送受信方向制御信号に基づいて前記送受信機能を制御し、前記複数の超音波プローブを用いた前記超音波送受信を前記被検体に対して同時に行う走査制御機能と、

超音波プローブ単位で得られた前記整相加算後の受信信号に基づいて前記複数の画像データを生成する画像データ生成機能と、

を実行させることを特徴とする制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明の実施形態は、被検体の周囲に配置された複数の超音波プローブによって収集される画像情報を合成することにより良質な画像データの生成を可能とする超音波診断装置及び制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記振動素子により電気信号に変換してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で各種の動画データやリアルタイム画像データを容易に収集することができるため、臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

10

【0003】

生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られるBモード画像データやカラードプラ画像データは、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

しかしながら、単一の超音波プローブを用いて画像データの収集を行う際、超音波が被検体組織を伝播する際に発生する超音波吸収により十分なS/Nが得られない場合には、従来、行われてきたTGC(Time gain control)法による受信信号の利得補正には限界があり、又、超音波の送受信方向にその伝播を妨げる肺や骨等の音響的な障害物が存在する場合には、これらの後方における生体組織情報を捉えることができないため超音波診断装置の診断能が著しく低下するという問題点を有していた。

20

【0005】

このような問題点を解決するために、複数の超音波プローブを被検体の周囲に配置して得られた複数の画像データを並列配置あるいは重畳配置(以下、これらを纏めて合成と呼ぶ。)して表示する方法が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

30

【特許文献1】特開2005-137581号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述の特許文献1等に記載された従来の方法によれば、被検体の周囲に配置された複数の超音波プローブを用いて超音波検査を行うことにより、超音波が被検体の組織内を伝播する際の吸収に起因する感度劣化やこの伝播を妨げる骨や肺等の障害物に起因する局所的な音響陰影等が改善された良質な画像データを得ることができる。

【0008】

しかしながら、このような従来の方法では、複数の超音波プローブを交互に切り替えながら所定の走査領域に対する超音波送受信が行われるため、診断に有効な最終的な画像データ(以下、診断用画像データと呼ぶ。)が生成されるまでに多くの時間を要し、単位時間内に表示される画像データの数(画像データのフレームレート)が低下するという欠点を有していた。又、超音波プローブ単位で収集した複数の画像データを合成する際には、画像データ間に許容されない時相差が発生するという問題点を有していた。

40

【0009】

本開示は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体の周囲に配置された複数の超音波プローブを用いて所定走査領域に対する超音波送受信を同時に行い、このとき各々の超音波プローブによって収集された超音波データあるいは画像データを合成することにより、被検体内の音響的な障害物等にあまり影響されない良質な診断用画

50

像データを短時間で得ることが可能な超音波診断装置及び制御プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために、本開示の超音波診断装置は、被検体に対して超音波送受信を行う複数の送信用振動素子及び受信用振動素子を有した複数の超音波プローブと、前記送信用振動素子に対して送信超音波を放射するための駆動信号を供給し、前記受信用振動素子から得られた受信信号を整相加算する送受信手段と、前記各超音波プローブの位置情報を用いて送受信方向制御信号を生成し、前記送受信方向制御信号に基づいて前記送受信手段を制御し、前記複数の超音波プローブを用いた前記超音波送受信を前記被検体に対して同時に行う走査制御手段と、超音波プローブ単位で得られた前記整相加算後の受信信号に基づいて複数の画像データを生成する画像データ生成手段と、得られた前記複数の画像データを表示する表示手段と、を備えたことを特徴としている。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本開示の実施形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置が備えるチャンネル接続部の機能を説明するための図。

【図3】本実施形態の超音波診断装置が備える送受信部の具体的な構成を示すブロック図。

20

【図4】本実施形態の超音波診断装置が備える受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図5】本実施形態の第1の超音波プローブ及び第2の超音波プローブにおける超音波送受信方向とこれらの超音波プローブによって得られる診断用画像データの具体例を示す図。

【図6】本実施形態において、各々の走査領域が重ならないように設定された第1の超音波プローブの走査領域及び第2の超音波プローブの走査領域を示す図。

【図7】本実施形態における診断用画像データの生成／表示手順を示すフローチャート。

【図8】本実施形態の変形例において重畳配置された検査モードが異なる2つの画像データを示す図。

30

【図9】本実施形態の変形例において重畳配置された走査平面が異なる2つの画像データを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して本開示の実施形態を説明する。

【0013】

(実施形態)

以下に述べる本実施形態の超音波診断装置は、被検体表面の異なる位置に配置され所定の走査領域に対する超音波送受信を同時に行う2つの超音波プローブ（第1の超音波プローブ及び第2の超音波プローブ）を有し、各々の超音波プローブの同一時刻における超音波送受信方向（以下、送受信方向と呼ぶ。）は上述の走査領域において互いに接近しないように制御される。

40

【0014】

そして、第1の超音波プローブを用いて収集した第1の画像データと第2の超音波プローブを用いて収集した第2の画像データを合成することにより、超音波が被検体の組織内を伝播する際の吸収に起因した感度劣化やこの伝播を妨げる骨や肺等の音響的障害物に起因した局所的な音響陰影等が改善され、更に、リアルタイム性（画像データのフレームレート）において優れた診断用画像データを生成する。

【0015】

(装置の構成)

50

本実施形態における超音波診断装置の構成につき図 1 乃至図 6 を用いて説明する。尚、図 1 は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 3 及び図 4 は、この超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 6 】

尚、以下の実施形態では、説明を簡単にするために第 1 の超音波プローブ及び第 2 の超音波プローブの各々が備える N 個の振動素子の中から選択した N a 個及び N b 個の振動素子を送受信用振動素子（送信用振動素子及び受信用振動素子）として用い、これらの送受信用振動素子と送受信部が備える N o チャンネルの送信部及び受信部の中から選択した N a チャンネル及び N b チャンネルの送信部及び受信部とを接続することによって被検体に対する超音波送受信を同時に行う場合について述べるが、送信用振動素子及び受信用振動素子の数や選択方法はこれらに限定されない。

【 0 0 1 7 】

又、第 1 の超音波プローブによって得られた第 1 の B モードデータ及び第 2 の超音波プローブによって得られた第 2 の B モードデータに基づいて第 1 の診断用画像データを生成し、第 1 の超音波プローブによって得られた B モードデータ及び第 2 の超音波プローブによって得られたカラードブラデータに基づいて第 2 の診断用画像データを生成する場合について述べるが、収集される診断用画像データは第 1 の診断用画像データあるいは第 2 の診断用画像データの何れかであってもよく、又、他の超音波データに基づいた診断用画像データであっても構わない。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示す本実施形態の超音波診断装置 1 0 0 は、被検体の診断対象部位に対して超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する N 個の振動素子を備えた超音波プローブ 2 a（第 1 の超音波プローブ）及び超音波プローブ 2 b（第 2 の超音波プローブ）と、超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の各々が備える N 個の振動素子の中から選択された N a 個及び N b 個の送受信用振動素子と、後述の送受信部 4 が備える N o チャンネルの送信部 4 1 及び受信部 4 2 のの中から選択された上述の送受信用振動素子に対応する送信部及び受信部とを接続するチャンネル接続部 3 と、当該被検体の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号をチャンネル接続部 3 によって接続された超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の送受信用振動素子へ供給し、チャンネル接続部 3 を介してこれらの送受信用振動素子から得られた N a チャンネル及び N b チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部 4 と、整相加算後の受信信号を信号処理して超音波データとしての B モードデータ（第 1 の B モードデータ及び第 2 の B モードデータ）やカラードブラデータを生成する受信信号処理部 5 と、受信信号処理部 5 において生成された超音波データを用いて画像データ（第 1 の B モード画像データ、第 2 の B モードデータ及びカラードブラ画像データ）を生成する画像データ生成部 6 を備えている。

【 0 0 1 9 】

更に、超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 2 a の受信信号に基づいて生成された第 1 の B モード画像データと超音波プローブ 2 b の受信信号に基づいて生成された第 2 の B モード画像データとを所定フォーマットで合成することにより第 1 の診断用画像データを生成し、上述した第 1 の B モード画像データと超音波プローブ 2 b の受信信号に基づいて生成されたカラードブラ画像データとを合成することにより第 2 の診断用画像データを生成する画像データ合成部 7 と、生成された第 1 の診断用画像データ及び第 2 の診断用画像データを表示する表示部 8 と、被検体情報の入力、超音波送受信条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、検査モードの選択、各種指示信号の入力等を行う入力部 9 と、送受信方向の制御、送受信用振動素子に対応した送信部及び受信部の駆動制御、レートパルス間隔の制御等を行う走査制御部 1 0 と、超音波プローブ 2 a の位置情報を検出する位置情報検出部 1 1 a（第 1 の位置情報検出部）及び超音波プローブ 2 b の位置情報を検出する位置情報検出部 1 1 b（第 2 の位置情報検出部）と、上述の各ユニ

ットを統括的に制御するシステム制御部 1 2 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

被検体の周囲に配置された超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の各々は N 個の図示しない振動素子とその先端部に有し、この先端部を被検体表面に接触させた状態で被検体内に対する超音波送受信を行う。そして、超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の各々が備える N 個の振動素子の中から選択された N a 個及び N b 個の送受信用振動素子は、多芯ケーブルを介してチャンネル接続部 3 に接続されている。

【 0 0 2 1 】

これらの振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気的な受信信号に変換する機能を有している。尚、超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は、これらの超音波プローブを診断部位や診断目的に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施形態では、N 個の振動素子が 1 次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b を用いた場合について述べる。尚、上述の超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b は、超音波診断装置 1 0 0 に対し独立して設けられていてもよい。

【 0 0 2 2 】

次に、チャンネル接続部 3 の機能につき図 2 の模式図を用いて説明する。

【 0 0 2 3 】

図 2 に示すチャンネル接続部 3 は、超音波プローブ 2 a が備える N 個の振動素子の中から選択された N a 個の送受信用振動素子 2 1 a - 1 乃至 2 1 a - N a と、送受信部 4 が備える N o チャンネルの送信部 4 1 及び受信部 4 2 の中から選択された上述の送受信用振動素子 2 1 a - 1 乃至 2 1 a - N a に対応する図示しない送信部 4 1 a - 1 乃至 4 1 a - N a 及び受信部 4 2 a - 1 乃至 4 2 a - N a とを接続する接続端子 S w a - 1 乃至 S w a - N a を有し、同様にして、超音波プローブ 2 b が備える N 個の振動素子の中から選択された N b 個の送受信用振動素子 2 1 b - 1 乃至 2 1 b - N b と、上述の送信部 4 1 及び受信部 4 2 の中から選択された送受信用振動素子 2 1 b - 1 乃至 2 1 b - N b に対応する図示しない送信部 4 1 b - 1 乃至 4 1 b - N b 及び受信部 4 2 b - 1 乃至 4 2 b - N b とを接続する接続端子 S w b - 1 乃至 S w b - N b を有している。

【 0 0 2 4 】

即ち、送受信部 4 の送信部 4 1 a - 1 乃至 4 1 a - N a が備える駆動回路 4 1 3 a - 1 乃至 4 1 3 a - N a が発生した駆動信号は、チャンネル接続部 3 の接続端子 S w a - 1 乃至 S w a - N a を介して超音波プローブ 2 a が備える送受信用振動素子 2 1 a - 1 乃至 2 1 a - N a へ供給され、これらの送受信用振動素子によって得られた受信信号は、上述の接続端子 S w a - 1 乃至 S w a - N a を介して送受信部 4 の受信部 4 2 a - 1 乃至 4 2 a - N a が備えるプリアンプ 4 2 1 a - 1 乃至 4 1 3 a - N a へ供給される。

【 0 0 2 5 】

同様にして、送受信部 4 の送信部 4 1 b - 1 乃至 4 1 b - N b が備える駆動回路 4 1 3 b - 1 乃至 4 1 3 b - N b が発生した駆動信号は、チャンネル接続部 3 の接続端子 S w b - 1 乃至 S w b - N b を介して超音波プローブ 2 b が備える送受信用振動素子 2 1 b - 1 乃至 2 1 b - N b へ供給され、これらの送受信用振動素子によって得られた受信信号は、上述の接続端子 S w b - 1 乃至 S w b - N b を介して送受信部 4 の受信部 4 2 b - 1 乃至 4 2 b - N b が備えるプリアンプ 4 2 1 b - 1 乃至 4 2 1 b - N b へ供給される。

【 0 0 2 6 】

尚、上述したチャンネル接続部 3 の機能は、専用のプローブコネクタを用いて超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b と送受信部 4 を接続することにより自動的に得ることが可能である。

【 0 0 2 7 】

次に、図 1 の送受信部 4 は、図 3 に示すように、上述のチャンネル接続部 3 によって接

10

20

30

40

50

続された超音波プローブ2 aの送受信用振動素子2 1 a - 1乃至2 1 a - N aに対して駆動信号を供給する送信部4 1 a及び超音波プローブ2 bの送受信用振動素子2 1 b - 1乃至2 1 b - N bに対して駆動信号を供給する送信部4 1 bと、上述した超音波プローブ2 aの送受信用振動素子2 1 a - 1乃至2 1 a - N aからチャンネル接続部3の接続端子S w a - 1乃至S w a - N aを介して供給されたN aチャンネルの受信信号を整相加算する受信部4 2 a及び超音波プローブ2 bの送受信用振動素子2 1 b - 1乃至2 1 b - N bからチャンネル接続部3の接続端子S w b - 1乃至S w b - N bを介して供給されるN bチャンネルの受信信号を整相加算する受信部4 2 bを備えている。

【0028】

送信部4 1 a (4 1 b) は、レートパルス発生器4 1 1 a (4 1 1 b)、送信遅延回路4 1 2 a (4 1 2 b) 及び駆動回路4 1 3 a (4 1 3 b) を備え、レートパルス発生器4 1 1 a (4 1 1 b) は、走査制御部1 0から供給されるレート間隔制御信号に基づいて送信超音波の放射間隔を決定するレートパルスを生成し送信遅延回路4 1 2 a (4 1 2 b) へ供給する。

【0029】

送信遅延回路4 1 2 a (4 1 2 b) は、超音波プローブ2 a (2 b) が備えるN a個 (N b個) の送受信用振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、走査制御部1 0から供給される遅延時間制御信号に基づいて送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定の方向 p (q) へ送信するための偏向用遅延時間を上記レートパルスに与えて駆動回路4 1 3 a (4 1 3 b) へ供給する。そして、駆動回路4 1 3 a (4 1 3 b) は、上述のレートパルスに同期した駆動信号を生成し、超音波プローブ2 a (2 b) の送受信用振動素子2 1 a - 1乃至2 1 a - N a (2 1 b - 1乃至2 1 b - N b) へ供給することによって被検体内へ送信超音波を放射する。

【0030】

一方、受信部4 2 a (4 2 b) は、超音波プローブ2 a (2 b) の送受信用振動素子2 1 a - 1乃至2 1 a - N a (2 1 b - 1乃至2 1 b - N b) に対応するN a (N b) チャンネルのプリアンプ4 2 1 a (4 2 1 b)、A / D変換器4 2 2 a (4 2 2 b) 及び受信遅延回路4 2 3 a (4 2 3 b) と加算器4 2 4 a (4 2 4 b) を備えている。そして、超音波プローブ2 a (2 b) の送受信用振動素子2 1 a - 1乃至2 1 a - N a (2 1 b - 1乃至2 1 b - N b) から供給されるN a (N b) チャンネルの受信信号は、プリアンプ4 2 1 a (4 2 1 b) において生体組織内の伝播距離に依存した減衰量が補正された後、A / D変換器4 2 2 a (4 2 2 b) においてデジタル信号に変換され受信遅延回路4 2 3 a (4 2 3 b) へ送られる。

【0031】

受信遅延回路4 2 3 a (4 2 3 b) は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定の方向 p に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA / D変換器4 2 2 a (4 2 2 b) から出力されたN a (N b) チャンネルの受信信号に与え、加算器4 2 4 a (4 2 4 b) は、受信遅延回路4 2 3 a (4 2 3 b) から出力された受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路4 2 3 a と加算器4 2 4 a により、超音波プローブ2 aの送受信用振動素子2 1 a - 1乃至2 1 a - N aから供給されたN aチャンネルの受信信号及び超音波プローブ2 bの送受信用振動素子2 1 b - 1乃至2 1 b - N bから供給されたN bチャンネルの受信信号は夫々整相加算される。

【0032】

尚、受信遅延回路4 2 3 a (4 2 3 b) 及び加算器4 2 4 a (4 2 4 b) は、後述する走査制御部1 0の遅延時間制御により複数方向からの受信超音波を同時に受信する、所謂、並列同時受信法を行うことも可能であり、この並列同時受信法の適用により所定撮影領域の超音波走査に要する時間は更に短縮される。

【0033】

次に、図4に示す受信信号処理部5は、Bモード検査において受信部4 2 aの加算器4 2 4 aから出力された整相加算後の受信信号を処理して第1のBモードデータを生成する

10

20

30

40

50

Bモードデータ生成部51a及び受信部42bの加算器424bから出力された整相加算後の受信信号を処理して第2のBモードデータを生成するBモードデータ生成部51bと、カラードブラモード検査において上述の加算器424bから出力された整相加算後の受信信号を直交位相検波することによりこれらの受信信号に混在しているドブラ信号を検出するドブラ信号検出部52と、検出されたドブラ信号を処理してカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部53とを有している。

【0034】

Bモードデータ生成部51a(51b)は、超音波プローブ2a(2b)の送受信振動素子21a-1乃至21a-Na(21b-1乃至21b-Na)によって受信されチャンネル接続部3の接続端子SWa-1乃至SWa-Na(SWb-1乃至SWb-Na)や受信部42a(42b)のプリアンプ421a-1乃至421a-Na(421b-1乃至421b-Nb)等を介して供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波する包絡線検波器511a(511b)と、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換して第1のBモードデータ(第2のBモードデータ)を生成する対数変換器512a(512b)を有している。

10

【0035】

ドブラ信号検出部52は、 $\pi/2$ 移相器521、ミキサ522-1及び522-2、LPF(低域通過フィルタ)523-1及び523-2を有し、上述の受信部42aあるいは受信部42bから供給された整相加算後の受信信号を直交位相検波して実成分(I成分)と虚成分(Q成分)とからなる複素型のドブラ信号を検出する。

20

【0036】

カラードブラデータ生成部53は、ドブラ信号記憶回路531、MTIフィルタ532及び自己相関演算器533を有し、同一方向に対する複数回の超音波送受信においてドブラ信号検出部52のLPF523-1及びLPF523-2から出力されたドブラ信号の実成分と虚成分は、ドブラ信号記憶回路531に一旦保存される。

【0037】

低域成分除去用のデジタルフィルタであるMTIフィルタ532は、当該被検体の同一部位にて収集された時系列的なドブラ信号をドブラ信号記憶回路531から順次読み出す。そして、これらのドブラ信号に含まれている血流に起因した成分(血流成分)を抽出し、臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因した成分(クラッタ成分)を除去する。次いで、自己相関演算器533は、MTIフィルタ532によって抽出されたドブラ信号の血流成分に対して自己相関演算を行い、血流の平均流速値や血流速度の乱れを示す速度分散値、更には、血流成分の大きさを示すパワー値等をカラードブラデータとして算出する。

30

【0038】

図1へ戻って、画像データ生成部6は、例えば、超音波データ記憶部と演算処理部の機能を有したDSC(digital Scan Converter)あるいはDSP(Digital Signal Processor)等によって構成され、受信信号処理部5において生成された第1のBモードデータ、第2のBモードデータ及びカラードブラデータに基づいて画像データを生成する図示しないBモード画像データ生成部及びカラードブラ画像データ生成部を有している。

【0039】

Bモード画像データ生成部が備える超音波データ記憶部には、受信信号処理部5のBモードデータ生成部51a及びBモードデータ生成部51bから送受信方向単位で時系列的に供給される第1のBモードデータ及び第2のBモードデータが送受信方向に対応させて順次保存される。そして、演算処理部は、超音波データ記憶部に保存された上述のBモードデータに対してフィルタリング処理等の演算処理を行うことにより超音波プローブ2aに対応する第1のBモード画像データ及び超音波プローブ2bに対応する第2のBモード画像データを生成する。

40

【0040】

一方、カラードブラ画像データ生成部は、受信信号処理部5のカラードブラデータ生成部53から供給されたカラードブラデータに基づいてカラードブラ画像データを生成する

50

。例えば、血流の平均流速値に対応した明度情報と速度分散値に対応した色相情報を各々の画素値として設定することにより平均流速値と速度分散値の同時観測が可能なカラードブラ画像データを生成する。

【 0 0 4 1 】

次に、画像データ合成部 7 は、超音波プローブ 2 a に装着された位置情報検出部 1 1 a (第 1 の位置情報検出部) 及び超音波プローブ 2 b に装着された位置情報検出部 1 1 b (第 2 の位置情報検出部) において検出され、システム制御部 1 2 を介して供給される超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の位置情報 (例えば、各々のプローブが備える送受信振動素子の配列中心位置及び配列方向) を受信する。次いで、画像データ生成部 6 の B モード画像データ生成部から供給される超音波プローブ 2 a に対応した第 1 の B モード画像データと超音波プローブ 2 b に対応した第 2 の画像データとを上述した超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の位置情報に基づいて合成することにより第 1 の診断用画像データを生成する。

10

【 0 0 4 2 】

又、画像データ合成部 7 は、例えば、画像データ生成部 6 の B モード画像データ生成部から供給される超音波プローブ 2 a に対応した第 1 の B モード画像データとカラードブラ画像データ生成部から供給される超音波プローブ 2 b に対応したカラードブラ画像データとを上述した超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の位置情報に基づいて合成することにより第 2 の診断用画像データを生成する。

【 0 0 4 3 】

20

尚、画像データ合成部 7 において生成される第 1 の診断用画像データ及び第 2 の診断用画像データの具体例については後述する。

【 0 0 4 4 】

表示部 8 は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備えている。表示データ生成部は、画像データ合成部 7 において生成された第 1 の診断用画像データあるいは第 2 の診断用画像データに対し入力部 9 からシステム制御部 1 2 を介して供給される被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。そして、データ変換部は、上述の表示データに対して D / A 変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行ってモニタに表示する。

【 0 0 4 5 】

30

入力部 9 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス、トラックボール等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、被検体情報の入力、超音波送受信条件の設定、超音波データ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、検査モード (B モード及びカラードブラモード) の選択、走査範囲及び送受信方向数 (走査線数) M の設定、更には、各種指示信号の入力等が上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行われる。

【 0 0 4 6 】

走査制御部 1 0 は、図示しない送受信方向制御部とレート間隔制御部を有している。

【 0 0 4 7 】

送受信方向制御部は、入力部 9 からシステム制御部 1 2 を介して供給される超音波送受信条件の走査範囲等に基づいて送信部 4 1 a (4 1 b) の送信遅延回路 4 1 2 a (4 1 2 b) 及び受信部 4 2 a (4 2 b) の受信遅延回路 4 2 3 a (4 2 3 b) における遅延時間を制御することにより、同一時刻における超音波プローブ 2 a の送受信方向と超音波プローブ 2 b の送受信方向が接近しないように各々の送受信方向を設定する。

40

【 0 0 4 8 】

図 5 は、例えば、超音波プローブ 2 a の走査領域 H a と超音波プローブ 2 b の走査領域 H b が同一平面上に設定された場合の各々の超音波プローブにおける送受信方向 (図 5 (a)) とこのとき画像データ合成部 7 において生成される診断用画像データ (図 5 (b)) の具体例を示したものである。

【 0 0 4 9 】

50

図5(a)の矢印 1、 2、 3、・・・は、時刻 t_1 、 t_2 、 t_3 、・・・($t_1 < t_2 < t_3 < \dots$)において走査領域 H_a の左端部から右端部方向へ向かって移動する超音波プローブ2aの送受信方向を示しており、矢印 1、 2、 3、・・・は、同一時刻 t_1 、 t_2 、 t_3 、・・・において走査領域 H_b の中央部から右端部方向へ向かって移動する超音波プローブ2bの送受信方向を示している。

【0050】

このように、同一時刻における超音波プローブ2aの送受信方向と超音波プローブ2bの送受信方向を離すことにより、超音波プローブ間の混信(例えば、超音波プローブ2aから放射された送信超音波の超音波プローブ2bによる受信)を低減することが可能となる。

10

【0051】

一方、図5(b)は、上述のように同一平面上の同一時刻における送受信方向を接近させない状態で超音波プローブ2a及び超音波プローブ2bによって得られた受信信号に基づいて画像データ合成部7が生成した第1の診断用画像データあるいは第2の診断用画像データを示している。この場合、第1の診断用画像データは、走査領域 H_a に対する超音波プローブ2aの超音波送受信によって得られた第1のBモード画像データ G_a と、走査領域 H_b に対する超音波プローブ2bの超音波送受信によって得られた第2のBモード画像データ G_b を各々の超音波プローブの位置情報に基づいて合成することにより得られ、同様に、第2の診断用画像データは、走査領域 H_a に対する超音波プローブ2aの超音波送受信によって得られた第1のBモード画像データ G_a と、走査領域 H_b に対する超音波プローブ2bの超音波送受信によって得られたカラードプラ画像データ G_b を合成することにより得られる。

20

【0052】

一方、上述した走査制御部10のレート間隔制御部は、例えば、第1の診断用画像データのように、同一検査モードの画像データを合成することによって診断用画像データが生成される場合、同一平面上に設定された超音波プローブ2aの走査領域 H_a と超音波プローブ2bの走査領域 H_b が重複しないようにレートパルスの間隔(即ち、受信信号の受信期間)を制御する。

【0053】

図6は、各々の走査領域が重ならないように設定された超音波プローブ2aの走査領域 F_a と超音波プローブ2bの走査領域 F_b を示したものであり、走査領域内の矢印の方向は、図5の場合と同様に超音波の送受信方向を示し、矢印の長さは、受信信号の受信期間に対応している。

30

【0054】

この場合、上述のレート間隔制御部は、送信部41aのレートパルス発生器411aを制御し、送受信方向制御部は、送信部41aの送信遅延回路412a及び受信部42aの受信遅延回路423aを制御する。そして、例えば、超音波プローブ2aを用いた送受信方向 1に対する超音波送受信において斜線で示した境界領域 B_o からの受信超音波が受信されたならば 2に対する超音波送受信へ切り替えるための新たなレートパルスの発生と遅延時間の制御を行い、送受信方向 2、 3、・・・に対する超音波送受信において境界領域 B_o からの受信超音波が受信されたならば 3、 4、・・・に対する超音波送受信へ切り替えるためのレートパルスの発生と遅延時間の制御を順次行う。

40

【0055】

同様に、レート間隔制御部は、送信部41bのレートパルス発生器411bを制御し、送受信方向制御部は、送信部41bの送信遅延回路412b及び受信部42bの受信遅延回路423bを制御する。そして、例えば、超音波プローブ2bを用いた送受信方向 1に対する超音波送受信において境界領域 B_o からの受信超音波が受信されたならば 2に対する超音波送受信へ切り替えるためのレートパルスの発生と遅延時間の制御を行い、送受信方向 2、 3、・・・に対する超音波送受信において境界領域 B_o からの受信超音波が受信されたならば 3、 4、・・・に対する超音波送受信へ切り替えるための

50

レートパルスの発生と遅延時間の制御を行う。

【 0 0 5 6 】

このように、レートパルスの時間間隔を制御して同一領域からの受信信号を超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b を用いて受信する期間を除くことにより、診断用画像データのフレームレートを更に短縮することが可能となる。

【 0 0 5 7 】

再び図 1 へ戻って、超音波プローブ 2 a に装着された位置情報検出部 1 1 a 及び超音波プローブ 2 b に装着された位置情報検出部 1 1 b の各々は、超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の位置情報としてこれらの超音波プローブが備える送受信用振動素子の配列中心位置や配列方向等を検出する機能を有している。

10

【 0 0 5 8 】

超音波プローブの位置情報検出を目的とした各種の方法が提案されているが、検出精度、コスト及び大きさ等を考慮した場合、超音波センサあるいは磁気センサを用いた方法が好適である。例えば、磁気センサを有した位置情報検出部 1 1 a (1 1 b) は、特開 2 0 0 0 - 5 1 6 8 号公報等に記載されているように磁気を発生するトランスミッタ (磁気発生部) と、この磁気を検出する複数の磁気センサを有したレシーバと、検出された磁気に基づく電気信号 (検出信号) を処理して超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の位置情報を算出する位置情報算出部 (何れも図示せず) を備えている。

【 0 0 5 9 】

磁気センサを有したレシーバは、通常、超音波プローブ 2 a (2 b) の表面に装着され、トランスミッタは、超音波プローブ 2 a (2 b) の近傍に設置される。そして、位置情報算出部は、磁気によって計測された複数からなる磁気センサの各々とトランスミッタとの距離に基づいて超音波プローブ 2 a (2 b) の位置情報を算出する。

20

【 0 0 6 0 】

システム制御部 1 2 は、図示しない C P U と入力情報記憶部を備え、入力情報記憶部には、入力部 9 において入力 / 設定 / 選択された上述の被検体情報や超音波送受信条件等が保存される。そして、C P U は、これらの入力情報 / 設定情報 / 選択情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御することにより当該超音波診断に好適な診断用画像データの生成と表示を実行させる。

【 0 0 6 1 】

(診断用画像データの生成 / 表示手順)

次に、本実施形態における診断用画像データの生成 / 表示手順につき図 7 のフローチャートに沿って説明する。但し、ここでは、超音波プローブ 2 a (第 1 の超音波プローブ) を用いて得られた第 1 の B モードデータと超音波プローブ 2 b (第 2 の超音波プローブ) を用いて得られた第 2 の B モードデータとの合成によって第 1 の診断用画像データを生成する場合について述べるが、B モード画像データとカラードプラ画像データとの合成による第 2 の診断用画像データも同様の手順によって生成することができる。

30

【 0 0 6 2 】

当該被検体に対する超音波検査に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 を操作する医療従事者 (以下、操作者と呼ぶ。) は、入力部 9 において被検体情報を入力した後、超音波送受信条件の設定、超音波データ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、走査範囲及び送受信方向数 (M) の設定等を行い、更に、検査モードとして B モードを選択する (図 7 のステップ S 1) 。

40

【 0 0 6 3 】

上述の初期設定を終了したならば、操作者は、被検体の体表面に超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の先端部を配置し (図 7 のステップ S 2) 、入力部 9 において超音波検査開始指示を入力する (図 7 のステップ S 3) 。

【 0 0 6 4 】

そして、この指示信号がシステム制御部 1 2 へ供給されることにより、超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b を用いた診断用画像データの収集が開始される。

50

【 0 0 6 5 】

診断用画像データの収集に際し、システム制御部 1 2 から上述の指示信号を受信した走査制御部 1 0 は、この指示信号と共に超音波送受信条件としてシステム制御部 1 2 から供給された走査範囲や送受信方向数 M の情報と位置情報検出部 1 1 a から供給された超音波プローブ 2 a の位置情報及び位置情報検出部 1 1 b から供給された超音波プローブ 2 b の位置情報を受信する。そして、これらの情報に基づいて生成した送受信方向制御信号を送信部 4 1 a (4 1 b) の送信遅延回路 4 1 2 a (4 1 2 b) 及び受信部 4 2 a (4 2 b) の受信遅延回路 4 2 3 a (4 2 3 b) へ供給し、上述の情報に基づいて生成したレート間隔制御信号を送信部 4 1 a (4 1 b) のレートパルス発生器 4 1 1 a (4 1 1 b) へ供給する。

10

【 0 0 6 6 】

レートパルス発生器 4 1 1 a は、走査制御部 1 0 から供給されたレート間隔制御信号に従って所定の時間間隔を有したレートパルスを生じ送信遅延回路 4 1 2 a へ供給する。

【 0 0 6 7 】

一方、送信遅延回路 4 1 2 a は、走査制御部 1 0 から供給された送受信方向制御信号に基づき、送信超音波を送受信方向 1 へ送信するための偏向用遅延時間と所定の距離 (深さ) に集束するための集束用遅延時間を上述のレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路 4 1 3 a - 1 乃至 4 1 3 a - N a へ供給する。そして、駆動回路 4 1 3 a - 1 乃至 4 1 3 a - N a は、送信遅延回路 4 1 2 a が出力する上述のレートパルスに同期した駆動信号を生じ、チャンネル接続部 3 を介して超音波プローブ 2 a の送受信用振動素子 2 1 a - 1 乃至 2 1 a - N a へ供給することによって被検体内の 1 方向へ送信超音波を放射する。

20

【 0 0 6 8 】

このとき放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織等の境界において反射し、上述の送受信用振動素子 2 1 a - 1 乃至 2 1 a - N a によって電気的な受信信号に変換される。そして、チャンネル接続部 3 を介して受信部 4 2 a へ供給された N a チャンネルの受信信号は、プリアンプ 4 2 1 a において増幅され、A / D 変換器 4 2 2 a においてデジタル信号に変換された後、受信遅延回路 4 2 3 a において所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と送受信方向 1 からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が与えられ、加算器 4 2 4 a にて加算合成 (整相加算) される (図 7 のステップ S 4 a) 。

30

【 0 0 6 9 】

そして、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部 5 の B モードデータ生成部 5 1 a は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行って第 1 の B モードデータを生成し、画像データ生成部 6 の超音波データ記憶部に保存する (図 7 のステップ S 5 a) 。

【 0 0 7 0 】

一方、上述のステップ S 4 a 及びステップ S 5 a と並行して超音波プローブ 2 b、送信部 4 1 b 及び受信部 4 2 b を用いた当該被検体内の 1 方向に対する超音波送受信と B モードデータ生成部 5 1 b を用いた第 2 の B モードデータの生成 / 保存が後述のステップ S 4 b 及びステップ S 5 b において行われる。

40

【 0 0 7 1 】

即ち、送信部 4 1 b のレートパルス発生器 4 1 1 b は、走査制御部 1 0 から供給されるレート間隔制御信号に従って生成したレートパルスを送信遅延回路 4 1 2 b へ供給し、送信遅延回路 4 1 2 b は、走査制御部 1 0 から供給された送受信方向制御信号に基づいて設定した偏向用遅延時間及び集束用遅延時間を上述のレートパルスに与えて駆動回路 4 1 3 b - 1 乃至 4 1 3 b - N b へ供給する。次いで、駆動回路 4 1 3 b - 1 乃至 4 1 3 b - N b は、これらのレートパルスに同期させて生成した駆動信号を超音波プローブ 2 b の送受信用振動素子 2 1 b - 1 乃至 2 1 b - N b へ供給することによって被検体内の 1 方向へ送信超音波を放射する。

50

【 0 0 7 2 】

そして、音響インピーダンスの異なる被検体組織の境界等において反射した送信超音波の一部は、送受信用振動素子 2 1 b - 1 乃至 2 1 b - N b によって受信信号に変換され、受信部 4 2 b のプリアンプ 4 2 1 b 及び A / D 変換器 4 2 2 b を介して受信遅延回路 4 2 3 b へ供給される。一方、受信遅延回路 4 2 3 b は、供給された N b チャンネルの受信信号に対して所定の集束用遅延時間及び偏向用遅延時間を与え、加算器 4 2 4 b は、これらの遅延時間が与えられた N b チャンネル受信信号を加算合成（整相加算）する（図 7 のステップ S 4 b ）。

【 0 0 7 3 】

次いで、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部 5 の B モードデータ生成部 5 1 b は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行って第 2 の B モードデータを生成し、画像データ生成部 6 の超音波データ記憶部に保存する（図 7 のステップ S 5 b ）。

10

【 0 0 7 4 】

上述したステップ S 4 a 及びステップ S 5 a とステップ S 4 b 及びステップ S 5 b の手順により、送受信方向 1 における第 1 の B モードデータ及び送受信方向 1 における第 2 の B モードデータの生成と保存が終了したならば、走査制御部 1 0 は、レートパルス発生器 4 1 1 a （ 4 1 1 b ）におけるレート間隔、送信遅延回路 4 1 2 a （ 4 1 2 b ）及び受信遅延回路 4 2 3 a （ 4 2 3 b ）における遅延時間等を制御して送受信方向 2 乃至 M 及び送受信方向 2 乃至 M に対する超音波送受信を上述のステップ S 4 a 及びステップ S 4 b と同様の手順によって行い、更に、整相加算後の受信信号を用いた B モードデータの生成と保存をステップ S 5 a 及びステップ S 5 b と同様の手順によって行う。

20

【 0 0 7 5 】

そして、超音波プローブ 2 a の走査領域に対して設定された送受信方向 1 乃至 M における第 1 の B モードデータの生成 / 保存及び超音波プローブ 2 b の走査領域に対して設定された送受信方向 1 乃至 M における第 2 の B モードデータの生成 / 保存が終了したならば、画像データ生成部 6 の B モード画像データ生成部は、自己の超音波データ記憶部から読み出した第 1 の B モードデータ及び第 2 の B モードデータに対してフィルタリング処理等の演算処理を行うことにより超音波プローブ 2 a に対応した第 1 の B モード画像データ及び超音波プローブ 2 b に対応した第 2 の B モード画像データを生成する（図 7 のステップ S 6 ）。

30

【 0 0 7 6 】

次いで、画像データ合成部 7 は、超音波プローブ 2 a に装着された位置情報検出部 1 1 a （第 1 の位置情報検出部）及び超音波プローブ 2 b に装着された位置情報検出部 1 1 b （第 2 の位置情報検出部）において検出され、システム制御部 1 2 を介して供給された超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の位置情報を受信する。そして、上述の B モード画像データ生成部から供給された第 1 の B モード画像データ及び第 2 の B モード画像データを超音波プローブ 2 a 及び超音波プローブ 2 b の位置情報に基づいて合成することにより第 1 の診断用画像データを生成し、得られた第 1 の診断用画像データを表示部 8 のモニタに表示する（図 7 のステップ S 7 ）。

40

【 0 0 7 7 】

以上述べた実施形態によれば、超音波検査の走査領域に対する超音波送受信を被検体の周囲に配置された 2 つの超音波プローブを用いて同時に行い、このとき各々の超音波プローブによって収集された画像データを合成することにより、超音波が被検体の組織内を伝播する際の吸収に起因した感度劣化やこの伝播を妨げる骨や肺等の音響的障害物に起因した局所的な音響陰影等が改善された良質な診断用画像データを短時間で収集することができる。

【 0 0 7 8 】

又、レートパルスの時間間隔を制御することによって同一領域からの受信信号を、2 つの超音波プローブを用いて受信する期間を除くことにより、診断用画像データのフレーム

50

レートを更に短縮することが可能となる。

【0079】

更に、送受信部が備える複数チャンネルの送信部及び受信部と上述した超音波プローブの各々が備える送受信用振動素子とをチャンネル接続部によって接続することにより、当該被検体に対する複数方向からの超音波送受信を同時に行うことができる。特に、2次元アレイ超音波プローブとの接続が可能な近年の超音波診断装置のように送受信部が極めて多くのチャンネル数を有している場合には、複数の超音波プローブによる同時送受信は容易に実現可能となる。

【0080】

以上、本開示の実施形態について述べてきたが、本開示は、上述の実施形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施形態では、同一の検査モードにおいて得られた超音波プローブ2aに対応する第1のBモード画像データと超音波プローブ2bに対応する第2のBモード画像データを重畳配置することによって第1の診断用画像データを生成し、異なる検査モードにおいて得られた超音波プローブ2aに対応するBモード画像データと超音波プローブ2bに対応するカラードプラ画像データを重畳配置することにより第2の診断用画像データを生成する場合について述べたが、超音波検査において用いる診断用画像データは、上述した第1の診断用画像データあるいは第2の診断用画像データの何れかであってもよく、他の検査モードの超音波データに基づいて生成された診断用画像データであってもよい。

【0081】

図8は、第1の超音波プローブを用いたBモード検査において収集されるBモード画像データGcと第2の超音波プローブを用いたカラードプラモード検査において収集されるカラードプラ画像データGdとを重畳配置することによって得られた第2の診断用画像データの変形例を示したものである。

【0082】

一般に、血管壁の形状や厚みの計測を目的としたBモード検査において空間分解能に優れたBモード画像データを得るためには、超音波の送受信方向が血管壁Vxに対して可能な限り垂直になるように超音波プローブの位置や方向を設定する必要があり、血流速度等の計測を目的としたカラードプラモード検査において微小な血流あるいは低流速の血流を感度良く計測するためには、超音波の送受信方向が血管壁Vxあるいは血流方向Voに対して平行になるように超音波プローブの位置や方向を設定することが望ましい。

【0083】

しかしながら、従来のような1つの超音波プローブを用いた超音波検査では、上述の相反する2つの条件を同時に満足させることは不可能であるが、図8に示すように、Bモード検査に対応した第1の超音波プローブとカラードプラモード検査に対応した第2の超音波プローブの交叉角度が、例えば、90度となるように配置することにより、血管構造と血流情報を高い精度で観測することが可能な診断用画像データを取得することができる。

【0084】

又、上述の実施形態では、同一平面上に設定された2つの走査領域におけるBモード画像データやカラードプラ画像データを重畳配置することによって第1の診断用画像データ及び第2の診断用画像データを生成する場合について述べたが、2つの走査領域は、同一平面上に存在しなくてもよい。例えば、図9に示すように異なる平面上の2つの走査領域において得られた第1の画像データGe及び第2の画像データGfは、各々の画像データの収集に用いた超音波プローブ2a及び超音波プローブ2bの位置情報に基づいて3次元的に重畳配置される。このとき、重畳領域の手前側にある画像データは半透明あるいは異なる色調の画像データに変換された後、奥側の画像データに対して重畳することにより被検体内の3次元的な情報を把握することができる。

【0085】

更に、上述の実施形態では、超音波プローブ間の混信を避けるために、同一時刻における第1の超音波プローブの送受信方向と第2の超音波プローブの送受信方向が接近しない

10

20

30

40

50

ように制御する場合について述べたが、送受信振動素子の超音波周波数（共振周波数）が互いに異なる第１の超音波プローブ及び第２の超音波プローブを用いてもよい。この場合、送受信部４や受信信号処理部５では、これらの超音波周波数に対応した駆動信号の生成やフィルタリング処理等が行われる。

【００８６】

一方、上述の実施形態では、２つの超音波プローブ（第１の超音波プローブ及び第２の超音波プローブ）を用いた超音波検査について述べたが、特許文献１のように３つ以上の超音波プローブを用いてもよい。

【００８７】

又、２つの画像データ（第１の画像データ及び第２の画像データ）を重畳配置することによって診断用画像データを生成する場合について述べたが、第１の画像データ及び第２の画像データを並列配置することによって診断用画像データを生成してもよい。この場合、画像データ合成部は、これらの画像データを並列配置する機能を有する。又、画像データ合成部は、第１の超音波データ及び第２の超音波データを用いて診断用画像データを直接生成しても構わない。

【００８８】

更に、上述の実施形態では、第１の超音波プローブ及び第２の超音波プローブを用いて当該被検体の診断対象部位に対する２つの２次元走査を行う場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、送受信振動素子が２次元配列された複数の超音波プローブを用いてボリウムデータを収集し、得られた複数のボリウムデータを合成することによって所望断面における２次元の診断用画像データあるいは３次元の診断用画像データを生成してもよい。

【００８９】

又、上述の実施形態では、セクタ走査方式の超音波診断装置１００について述べたが、コンベックス走査方式やリニア走査方式等の他の走査方式を適用した超音波診断装置であってもよい。

【００９０】

尚、本実施形態の超音波診断装置１００に含まれる各ユニットは、ＣＰＵ、ＲＡＭ、磁気記憶装置、入力装置、表示装置等で構成されるコンピュータをハードウェアとして用いることでも実現することができる。例えば、超音波診断装置１００のシステム制御部１２は、上記のコンピュータに搭載されたＣＰＵ等のプロセッサに所定の制御プログラムを実行させることにより各種機能を実現することができる。この場合、上述の制御プログラムをコンピュータに予めインストールしてもよく、又、コンピュータ読み取りが可能な記憶媒体への保存あるいはネットワークを介して配布された制御プログラムのコンピュータへのインストールであっても構わない。

【００９１】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これらの実施形態やその変形例は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【００９２】

２ a、２ b ... 超音波プローブ

３ ... チャンネル接続部

４ ... 送受信部

４ １ ... 送信部

４ ２ ... 受信部

５ ... 受信信号処理部

10

20

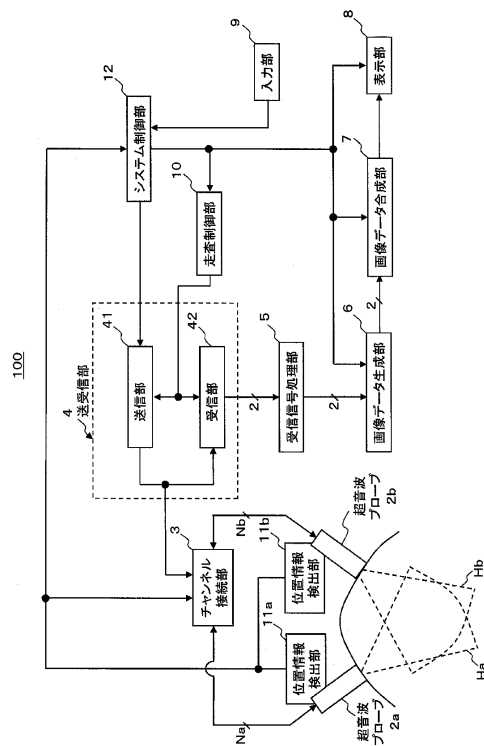
30

40

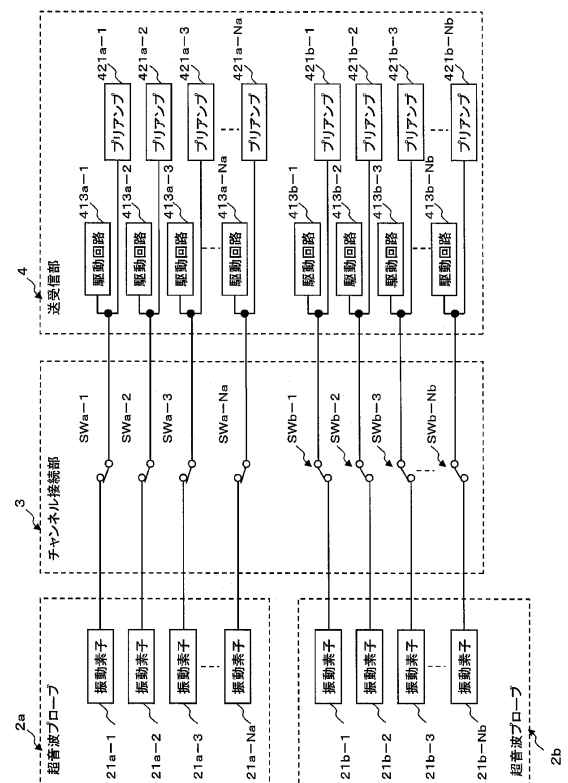
50

- 6 ... 画像データ生成部
- 7 ... 画像データ合成部
- 8 ... 表示部
- 9 ... 入力部
- 10 ... 走査制御部
- 11 a、11 b ... 位置情報検出部
- 12 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

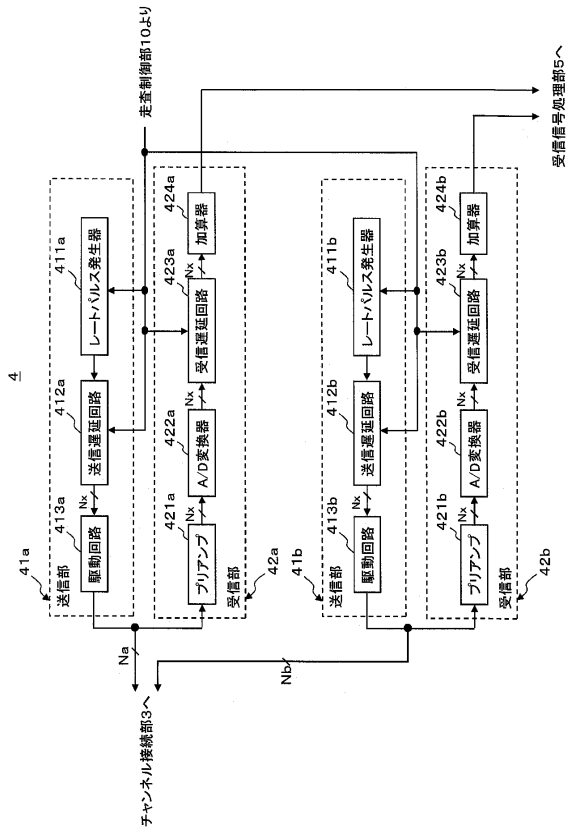
【図 1】



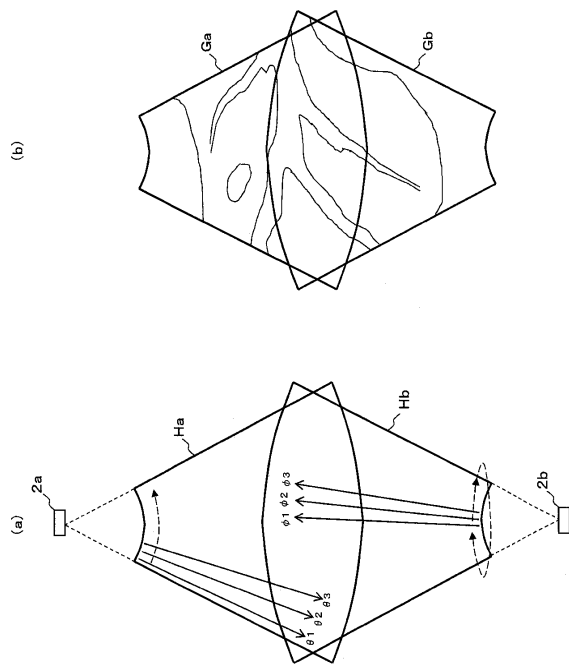
【図 2】



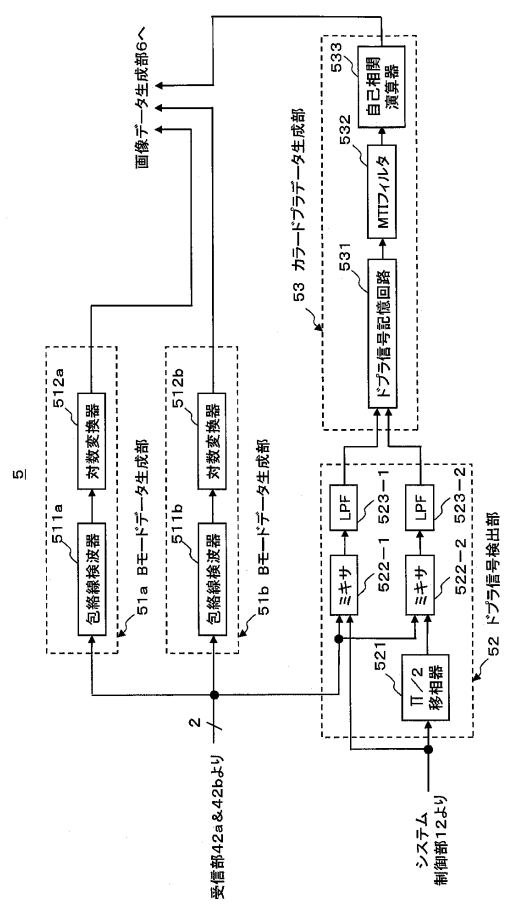
【 図 3 】



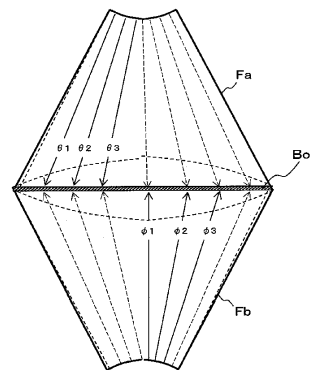
【 図 5 】



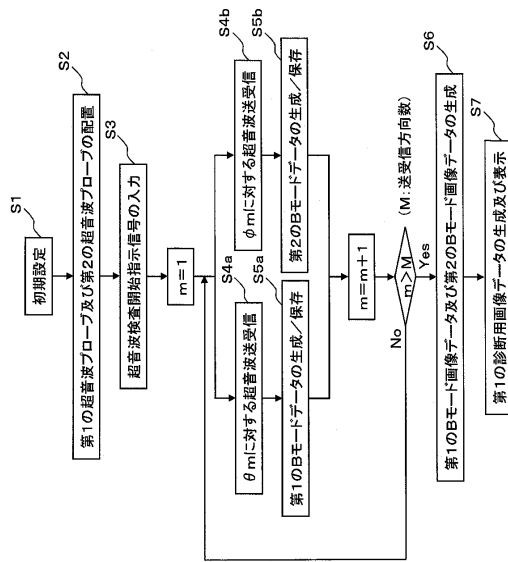
【 図 4 】



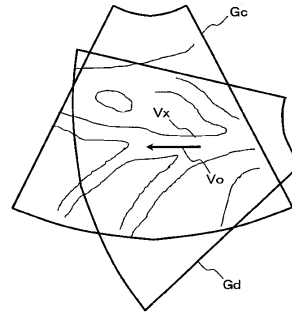
【 図 6 】



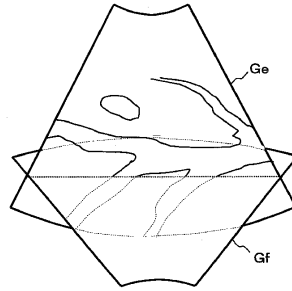
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 望月 史生
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中田 一人
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 宇南山 憲一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 長野 玄
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 深澤 雄志
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 黒岩 幸治
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特開平 1 0 - 3 1 4 1 7 3 (J P , A)
特開昭 5 7 - 0 0 6 6 4 8 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 0 1 5 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 7 5 2 2 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5