

【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。

10

【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。

20

【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、前記表示手段は、合成された前記画像データを表示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。

【請求項 4】

前記複数の超音波プローブの位置情報を検出する位置情報検出手段を備え、前記画像データ合成手段は、前記位置情報検出手段によって検出された前記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。

30

【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。

40

【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。

【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】

50

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。

【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、

10

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、

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、

得られた前記複数の画像データを表示する表示機能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】

20

【技術分野】

【0001】

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。

30

【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 T G C (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。

40

【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】

50

【特許文献】

【0006】

【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。

10

【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。

【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。

20

【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個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。

30

【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。

40

【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

50

タを示す図。

【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。

【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)

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

図 1 に示す本実施形態の超音波診断装置 100 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 2a（第 1 の超音波プローブ）及び超音波プローブ 2b（第 2 の超音波プローブ）と、超音波プローブ 2a 及び超音波プローブ 2b 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 41 及び受信部 42 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

10

20

30

40

50

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。

【0019】

更に、超音波診断装置 100 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 10 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 11 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 11 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 12 とを備えている。

【0020】

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。

【0021】

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 100 に対し独立して設けられていてもよい。

【0022】

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。

【0023】

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 21 a - 1 乃至 21 a - N a と、送受信部 4 が備える N o チャンネルの送信部 41 及び受信部 42 の中から選択された上述の送受信用振動素子 21 a - 1 乃至 21 a - N a に対応する図示しない送信部 41 a - 1 乃至 41 a - N a 及び受信部 42 a - 1 乃至 42 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 21 b - 1 乃至 21 b - N b と、上述の送信部 41 及び受信部 42 の中から選択された送受信用振動素子 21 b - 1 乃至 21 b - N b に対応する図示しない送信部 41 b - 1 乃至 41 b - N b 及び受信部 42 b - 1 乃至 42 b - N b とを接

10

20

30

40

50

続する接続端子 $S w b - 1$ 乃至 $S w b - N b$ を有している。

【0024】

即ち、送受信部4の送信部41a-1乃至41a-Naが備える駆動回路413a-1乃至413a-Na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2aが備える送受信用振動素子21a-1乃至21a-Na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42a-1乃至42a-Naが備えるプリアンプ421a-1乃至413a-Naへ供給される。

【0025】

同様にして、送受信部4の送信部41b-1乃至41b-Nbが備える駆動回路413b-1乃至413b-Nb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2bが備える送受信用振動素子21b-1乃至21b-Nb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42b-1乃至42b-Nbが備えるプリアンプ421b-1乃至421b-Nbへ供給される。

10

【0026】

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2a及び超音波プローブ2b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。

【0027】

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によって接続された超音波プローブ2aの送受信用振動素子21a-1乃至21a-Naに対して駆動信号を供給する送信部41a及び超音波プローブ2bの送受信用振動素子21b-1乃至21b-Nbに対して駆動信号を供給する送信部41bと、上述した超音波プローブ2aの送受信用振動素子21a-1乃至21a-Na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Naチャンネルの受信信号を整相加算する受信部42a及び超音波プローブ2bの送受信用振動素子21b-1乃至21b-Nb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Nbチャンネルの受信信号を整相加算する受信部42bを備えている。

20

【0028】

送信部41a(41b)は、レートパルス発生器411a(411b)、送信遅延回路412a(412b)及び駆動回路413a(413b)を備え、レートパルス発生器411a(411b)は、走査制御部10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412a(412b)へ供給する。

30

【0029】

送信遅延回路412a(412b)は、超音波プローブ2a(2b)が備えるNa個(Nb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10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413a(413b)へ供給する。そして、駆動回路413a(413b)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2a(2b)の送受信用振動素子21a-1乃至21a-Na(21b-1乃至21b-Nb)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。

40

【0030】

一方、受信部42a(42b)は、超音波プローブ2a(2b)の送受信用振動素子21a-1乃至21a-Na(21b-1乃至21b-Nb)に対応するNa(Nb)チャンネルのプリアンプ421a(421b)、A/D変換器422a(422b)及び受信遅延回路423a(423b)と加算器424a(424b)を備えている。そして、超音波プローブ2a(2b)の送受信用振動素子21a-1乃至21a-Na(21b-1

50

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。

【 0 0 3 1 】

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。

10

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

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 B モードデータ生成部 5 1 a 及び受信部 4 2 b の加算器 4 2 4 b 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 5 1 b と、カラードブラモード検査において上述の加算器 4 2 4 b 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 5 2 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 5 3 とを有している。

20

【 0 0 3 4 】

B モードデータ生成部 5 1 a (5 1 b) は、超音波プローブ 2 a (2 b) の送受信振動素子 2 1 a - 1 乃至 2 1 a - N a (2 1 b - 1 乃至 2 1 b - N a) によって受信されチャンネル接続部 3 の接続端子 S W a - 1 乃至 S W a - N a (S W b - 1 乃至 S W b - N a) や受信部 4 2 a (4 2 b) のプリアンプ 4 2 1 a - 1 乃至 4 2 1 a - N a (4 2 1 b - 1 乃至 4 2 1 b - N b) 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 5 1 1 a (5 1 1 b) 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 5 1 2 a (5 1 2 b) を有している。

30

【 0 0 3 5 】

ドブラ信号検出部 5 2 は、 $\pi/2$ 移相器 5 2 1、ミキサ 5 2 2 - 1 及び 5 2 2 - 2、L P F (低域通過フィルタ) 5 2 3 - 1 及び 5 2 3 - 2 を有し、上述の受信部 4 2 a あるいは受信部 4 2 b 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。

40

【 0 0 3 6 】

カラードブラデータ生成部 5 3 は、ドブラ信号記憶回路 5 3 1、M T I フィルタ 5 3 2 及び自己相関演算器 5 3 3 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 5 2 の L P F 5 2 3 - 1 及び L P F 5 2 3 - 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 5 3 1 に一旦保存される。

【 0 0 3 7 】

低域成分除去用のデジタルフィルタである M T I フィルタ 5 3 2 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 5 3 1 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

50

、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 5 3 3 は、M T I フィルタ 5 3 2 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。

【 0 0 3 8 】

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 D S C (digital Scan Converter) あるいは D S P (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。

10

【 0 0 3 9 】

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 5 1 a 及び B モードデータ生成部 5 1 b 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 2 a 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 2 b に対応する第 2 の B モード画像データを生成する。

【 0 0 4 0 】

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 5 3 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。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。

20

【 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用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。

30

【 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。

40

【 0 0 4 3 】

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。

50

【0045】

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。

【0046】

走査制御部10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。

【0047】

送受信方向制御部は、入力部9からシステム制御部12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41a（41b）の送信遅延回路412a（412b）及び受信部42a（42b）の受信遅延回路423a（423b）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2aの送受信方向と超音波プローブ2b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。

【0048】

図5は、例えば、超音波プローブ2aの走査領域Haと超音波プローブ2bの走査領域Hb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。

【0049】

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Ha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Hb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。

【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Ha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Gaと、走査領域Hb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Gb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Ha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Gaと、走査領域Hb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ブラ画像データGbを合成することにより得られる。

【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Haと超音波プローブ2bの走査領域Hb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】

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【0055】

同様にして、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レートパルスの発生と遅延時間の制御を行う。

20

【0056】

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2a及び超音波プローブ2b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。

【0057】

再び図1へ戻って、超音波プローブ2aに装着された位置情報検出部11a及び超音波プローブ2bに装着された位置情報検出部11bの各々は、超音波プローブ2a及び超音波プローブ2b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。

30

【0058】

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11a(11b)は、特開2000-5168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2a及び超音波プローブ2b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。

【0059】

磁気センサを有したレシーバは、通常、超音波プローブ2a(2b)の表面に装着され、トランスミッタは、超音波プローブ2a(2b)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2a(2b)の位置情報を算出する。

40

【0060】

システム制御部12は、図示しないCPU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、CPU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100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。

50

【 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ブ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。

【 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) 。

10

【 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。

20

【 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。

30

【 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成し送信遅延回路 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成し、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。

40

【 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

50

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）。

【 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。

10

【 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。

20

【 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）。

30

【 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。

40

【 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

50

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）。

【0076】

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）。

10

【0077】

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。

【0078】

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レートを更に短縮することが可能となる。

20

【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 2 a 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 2 b 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 2 a に対応する B モード画像データと超音波プローブ 2 b に対応するカラードブ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。

30

40

【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 G c と第 2 の超音波プローブを用いたカラードブラモード検査において収集されるカラードブラ画像データ G d 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にした 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 V x 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ブ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

50

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 V_x あるいは血流方向 V_o 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得ることができる。

【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 G_e 及び第2の画像データ G_f 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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ュームデータを収集し、得られた複数のボリュー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。

40

【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

50

ること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。

10

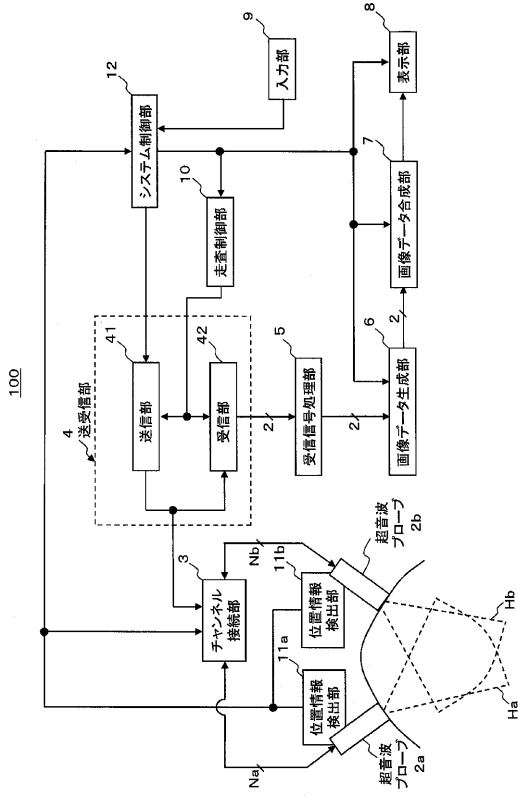
【符号の説明】

【0092】

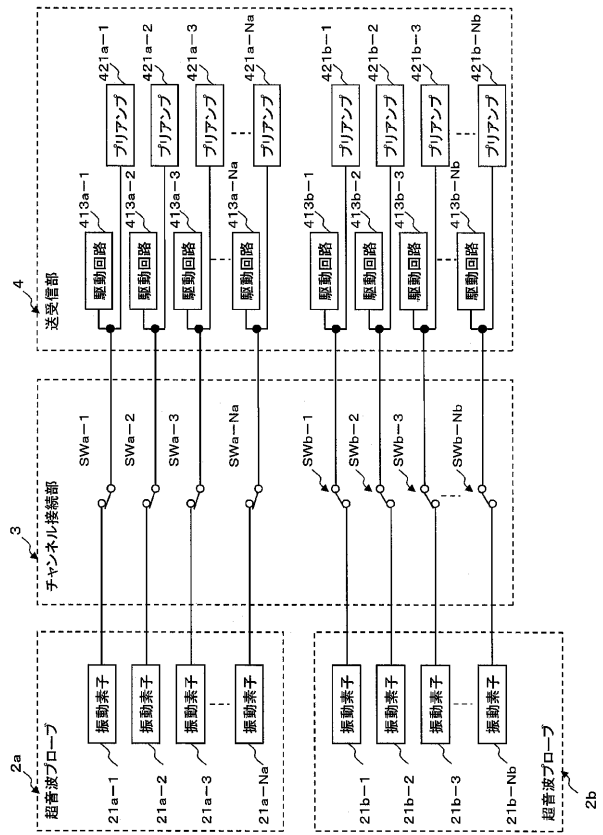
- 2 a、2 b ... 超音波プローブ
- 3 ... チャンネル接続部
- 4 ... 送受信部
- 4 1 ... 送信部
- 4 2 ... 受信部
- 5 ... 受信信号処理部
- 6 ... 画像データ生成部
- 7 ... 画像データ合成部
- 8 ... 表示部
- 9 ... 入力部
- 10 ... 走査制御部
- 11 a、11 b ... 位置情報検出部
- 12 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

20

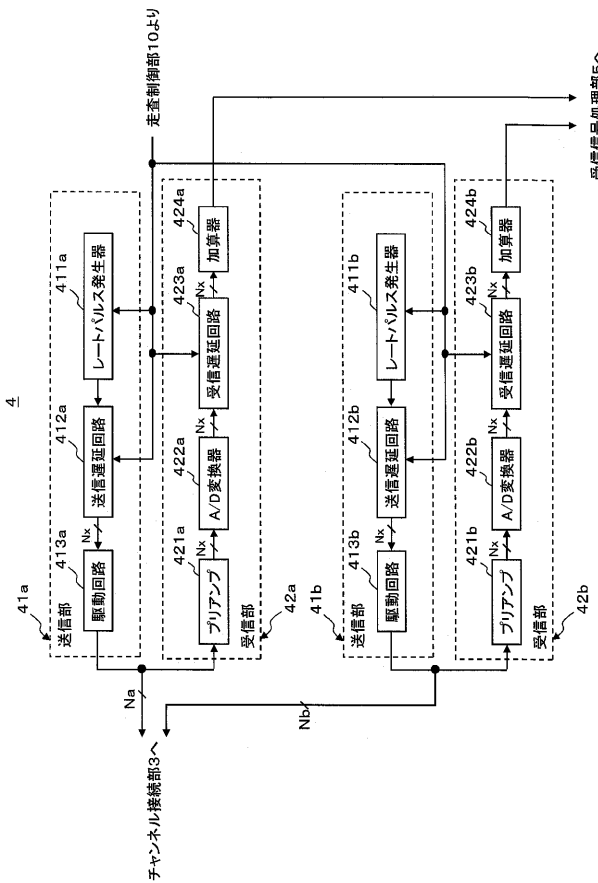
【図1】



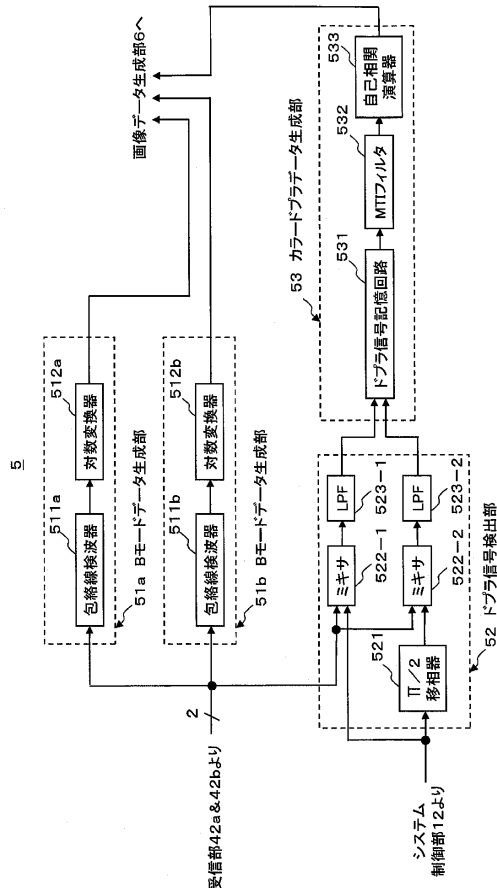
【図2】



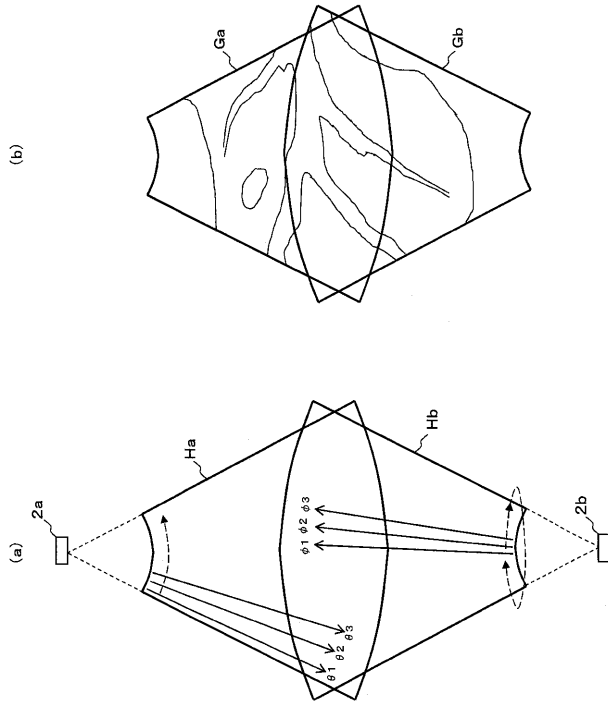
【図3】



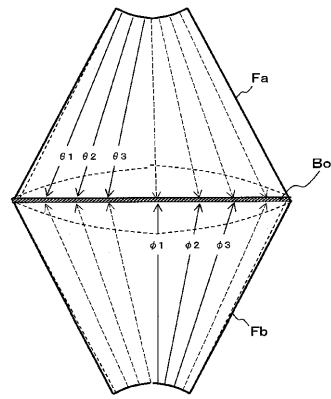
【図4】



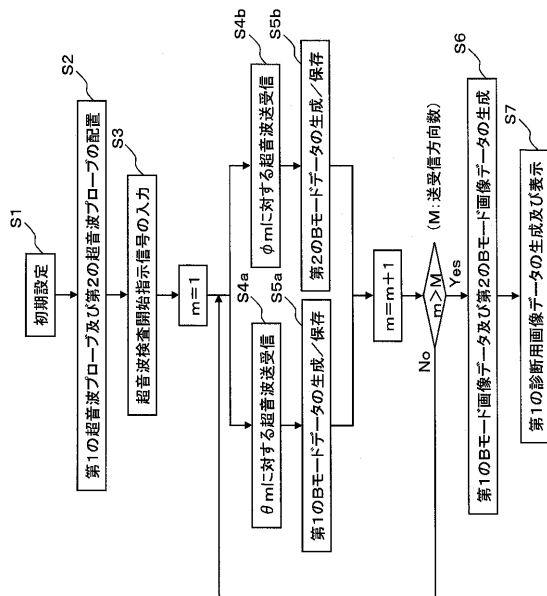
【 図 5 】



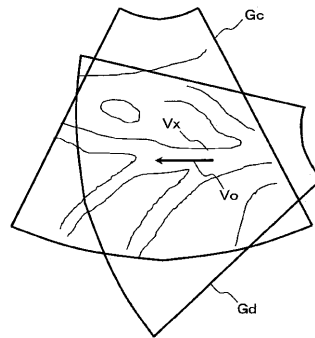
【 図 6 】



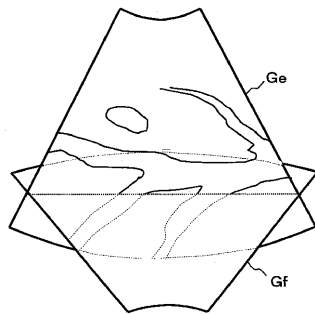
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (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
- Fターム(参考) 4C601 EE05 EE08 GA18 GA25 HH13 HH14 JC21 KK24 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2016000105A	公开(公告)日	2016-01-07
申请号	JP2014120978	申请日	2014-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	望月史生 中田一人 宇南山憲一 長野玄 深澤雄志 黒岩幸治		
发明人	望月 史生 中田 一人 宇南山 憲一 長野 玄 深澤 雄志 黒岩 幸治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE05 4C601/EE08 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	原拓海		
其他公开文献	JP2016000105A5 JP6381979B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号	特願2014-120978 (P2014-120978)	(71) 出願人	000003078
	(22) 出願日	平成26年6月11日 (2014. 6. 11)		株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
通过使用多个超声波探头收集的多个图像数据以高帧频显示。超声波诊断装置(100)包括:多个超声波探头(2),该多个超声波探头(2)具有:多个超声波振动探头;以及多个超声波振动探头;该超声波探头(2)具有:多个超声波振动探头;以及多个超声波振动探头。用于发射所发射的超声波的驱动信号被提供给发射器/接收器4,以对从接收振动元件获得的接收信号进行定相并相加,并且使用多个超声探头2来产生超声波。扫描控制部10对被检查物同时进行发送和接收,图像数据生成部6根据以超声波探头为单位进行相加后的相加后的接收信号,生成多个图像数据,以及并且显示单元8,用于显示由此获得的多个图像数据。 [选型图]图1	(71) 出願人	594164542	東芝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	100111121	弁理士 原 拓海	
	(74) 代理人	100176843	弁理士 小林 美生子	
	(74) 代理人	100156579	弁理士 寺西 功一	
	(72) 発明者	望月 史生 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	最終頁に続く	