

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5134898号
(P5134898)

(45) 発行日 平成25年1月30日(2013. 1. 30)

(24) 登録日 平成24年11月16日(2012. 11. 16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-249439 (P2007-249439)
 (22) 出願日 平成19年9月26日(2007. 9. 26)
 (65) 公開番号 特開2009-77926 (P2009-77926A)
 (43) 公開日 平成21年4月16日(2009. 4. 16)
 審査請求日 平成22年8月24日(2010. 8. 24)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 神山 直久
 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
 (72) 発明者 吉田 哲也
 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

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤パルスが投与された被検体の所定部位を含むように形成されるスキャン領域に対して音圧の異なる超音波パルスである低音圧パルス及び高音圧パルスをそれぞれ送信し、前記低音圧パルスに対応するエコーを基に、前記スキャン領域の超音波画像を生成・表示する超音波診断装置において、

前記スキャン領域に対して前記低音圧パルス及び前記高音圧パルスを送信すると共に、前記低音圧パルスに対応するエコーを受信する、1D的に配列された圧電振動子群を機械的に煽動させる機械式3Dプローブとしての超音波プローブと、

前記スキャン領域に対して前記低音圧パルスを、第1のパルス繰り返し周期によって送信するように制御すると共に、前記低音圧パルスに対応するエコーを受信するように制御する低音圧超音波送受信制御部と、

前記低音圧超音波送受信制御部による制御によって受信された前記エコーを基に前記超音波画像の画像データをモニタに表示する表示制御部と、

前記スキャン領域に対して前記高音圧パルスを、前記第1のパルス繰り返し周期より小さい第2のパルス繰り返し周期によって送信するように制御する高音圧超音波送信制御部と、を有し、

前記高音圧超音波送信制御部は、前記高音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽動速度を、前記低音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽動速度と比較して大きくするように制御することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記低音圧超音波送受信制御部による制御によって受信された前記エコーを基に、ボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部と、
前記ボリュームデータ生成部によって生成された前記ボリュームデータを基に、レンダリング処理を行なって 3D の画像データを生成する 3D 表示処理部と、をさらに有し、
前記表示制御部は、前記 3D 表示処理部によって生成された前記 3D の画像データを前記モニタに表示する構成とすることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記高音圧超音波送信制御部は、前記高音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽り角度を、前記低音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽り角度と異ならせるように制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記高音圧パルスの煽り角度を前記高音圧超音波送信制御部に入力可能な操作パネルをさらに有することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記高音圧超音波送信制御部は、前記低音圧パルスによって形成される低音圧ビームのスキャン領域に対して、前記高音圧パルスによって形成される高音圧ビームのスキャン領域を異ならせる構成とすることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記高音圧超音波送信制御部は、前記モニタに、前記低音圧パルスによって形成される低音圧ビームのスキャン領域と、前記高音圧パルスによって形成される高音圧ビームのスキャン領域と、を視認可能なインジケータを表示する構成とすることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記高音圧超音波送信制御部は、前記高音圧パルスによって形成される高音圧ビームのスキャン領域に対して前記高音圧パルスの送信を繰り返すフラッシュを複数回行なう構成とすることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記フラッシュの回数を前記高音圧超音波送信制御部に入力可能な操作パネルをさらに有することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を含むように形成されるスキャン領域に対して音圧の異なる超音波パルスである低音圧パルス及び高音圧パルスをそれぞれ送信し、前記低音圧パルスに対応するエコーを基に、前記スキャン領域の超音波画像を生成・表示する超音波診断装置を構成するコンピュータに、

前記スキャン領域に対して前記低音圧パルスを、第 1 のパルス繰り返し周期によって送信するように制御すると共に、前記低音圧パルスに対応するエコーを受信するように、1D 的に配列された圧電振動子群を機械的に煽動させる機械式 3D プローブとしての超音波プローブを制御する低音圧超音波送受信制御機能と、

前記低音圧超音波送受信制御機能による制御によって受信された前記エコーを基に前記超音波画像の画像データをモニタに表示する表示制御機能と、

40

前記スキャン領域に対して前記高音圧パルスを、前記第 1 のパルス繰り返し周期より小さい第 2 のパルス繰り返し周期によって送信するように前記超音波プローブを制御する高音圧超音波送信制御機能と、を実現させ、

前記高音圧超音波送信制御機能は、前記高音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽動速度を、前記低音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽動速度と比較して大きくするように制御することを特徴とする超音波診断プログラム。

【請求項 10】

前記低音圧超音波送受信制御機能による制御によって受信された前記エコーを基に、ボリュームデータを生成するボリュームデータ生成機能と、

50

前記ボリュームデータ生成機能によって生成された前記ボリュームデータを基に、レンダリング処理を行なって３Ｄの画像データを生成する３Ｄ表示処理機能と、をさらに実現させ、

前記表示制御機能は、前記３Ｄ表示処理機能によって生成された前記３Ｄの画像データを前記モニタに表示することを特徴とする請求項９に記載の超音波診断プログラム。

【請求項 １ １】

前記高音圧超音波送信制御機能は、前記高音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽り角度を、前記低音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽り角度と異ならせるように制御することを特徴とする請求項９又は１ ０に記載の超音波診断プログラム。

【請求項 １ ２】

前記高音圧超音波送信制御機能は、前記低音圧パルスによって形成される低音圧ビームのスキャン領域に対して、前記高音圧パルスによって形成される高音圧ビームのスキャン領域を異ならせることを特徴とする請求項９又は１ ０に記載の超音波診断プログラム。

【請求項 １ ３】

前記高音圧超音波送信制御機能は、前記モニタに、前記低音圧パルスによって形成される低音圧ビームのスキャン領域と、前記高音圧パルスによって形成される高音圧ビームのスキャン領域と、を視認可能なインジケータを表示することを特徴とする請求項１ ２に記載の超音波診断プログラム。

【請求項 １ ４】

前記高音圧超音波送信制御機能は、前記高音圧パルスによって形成される高音圧ビームのスキャン領域に対して前記高音圧パルスの送信を繰り返すフラッシュを複数回行なうことを特徴とする請求項９又は１ ０に記載の超音波診断プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０ ０ ０ １】

本発明は、造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を含むように形成されるスキャン領域に対して音圧の異なる超音波パルスである低音圧パルス及び高音圧パルスをそれぞれ送信し、低音圧パルスに対応するエコーを基にスキャン領域の超音波画像を生成・表示する技術に係り、特に、毛細血管レベルの微小血流を２Ｄ又は３Ｄ的に表示し、血管構造や血流動態を診断情報として提示する超音波診断装置及び超音波診断プログラムに関する。

【背景技術】

【０ ０ ０ ２】

超音波診断では、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行なえる。また、超音波診断に用いる装置は、システムの規模がＸ線装置、ＣＴ（*computed tomography*）装置及びＭＲＩ（*magnetic resonance imaging*）装置など他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行なえるなど簡便である。また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されている。また、超音波による診断はＸ線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【０ ０ ０ ３】

近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、「造影エコー法」が行なわれるようになってきている。この手法は、例えば、心臓及び肝臓などの検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行なうことを目的としている。造影剤の多くは微小気泡（マイクロバブル）が反射源として機能するものである。気泡というデリケートな基材の性質上、通常の診断レベルの超音波照射であっても、その機械的作用によって気泡は壊れ、結果的にスキャン面からの信号強度は低下してしまう。したがって、環流の動的な様子をリアルタイムに観察するためには、低音圧の超音波パルスの送信によ

10

20

30

40

50

て画像化する等、超音波パルスの送信による気泡の崩壊を比較的低減させることが必要となってくる。この様な低音圧の超音波パルスの送信では、画像化において信号／ノイズ比（S／N比）も低下してしまうため、それを補うための種々の信号処理法も考案されている。

【0004】

また、上記のように造影剤気泡が崩壊するという特徴を生かし、以下のような手法が考案されている。すなわち、（a）低音圧の超音波パルスの送信によってスキャン面に充填していく気泡の動態を観察し、（b）低音圧の超音波パルスの送信から高音圧の超音波パルスの送信に切り替えて、スキャン面内（厳密には照射体積内）の気泡を崩壊させ、（c）高音圧の超音波パルスの送信から低音圧の超音波パルスの送信に切り替えて、スキャン面内に流入していく気泡の様子を観察する、という手法である。この手法は再還流（FR：flash-replenishment）法と呼ばれている（例えば、特許文献1参照。）。

【0005】

ところで、近年、リアルタイムに3次元（3D）的なスキャンを行なって3D情報を表示することが可能となり、FR法を3D的に試行することが可能となると予想できる。3D的なスキャンを行なうためには、2D的に圧電振動子が配列された2Dアレイプローブを用いる方法や、1D的に配列した1Dアレイ（1．5Dアレイを含む）を機械的に煽動させる機械式3Dプローブの2種類がある。

【0006】

FR法を2Dから3Dへの拡張とした場合に、関心領域のバブルは3D的であっても全てを瞬時に崩壊させることが望ましい。しかし、高音圧照射によるバブルの崩壊を煽動させる機械式プローブで行なう際には、開始時と終了時の照射領域に時間的遅延が生じ、バブルの再流入の解析等に影響を与えることや、再流入初期のタイミングでの観察を見逃す恐れがある。さらに、FR法の応用として、選択的に特定の領域内のバブルのみ破壊する手法（例えば、特許文献2参照。）があるが、その際には高音圧送信を低音圧送信と短い時間で交互に切り換えて行なうため、観察するための低音圧送信によるスキャンに十分な時間が取れなくなる。

【特許文献1】特開平11-155858号公報

【特許文献2】特開2005-237738号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

FR法を2Dから3Dへの拡張とした場合に、関心領域のバブルは3D的であっても全てを瞬時に崩壊させることが望ましい。しかし、高音圧照射によるバブルの崩壊を煽動させる機械式プローブで行なう際には、開始時と終了時の照射領域に時間的遅延が生じ、造影剤バブルの再流入の解析等に影響を与えることや、再流入初期のタイミングでの観察を見逃す恐れがある。さらに、FR法の応用として、選択的に特定の領域内のバブルのみ破壊する手法があるが、その際には高音圧送信を低音圧送信と短い時間で交互に切り換えて行なうため、観察するための低音圧送信によるスキャンに十分な時間が取れなくなる。

【0008】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、ユーザが希望する造影剤バブルの再還流の画像情報を提供することができる超音波診断装置及び超音波診断プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、造影剤バブルが投与された被検体の所定部位を含むように形成されるスキャン領域に対して音圧の異なる超音波パルスである低音圧パルス及び高音圧パルスをそれぞれ送信し、前記低音圧パルスに対応するエコーを基に、前記スキャン領域の超音波画像を生成・表示する超音波診断装置に

において、前記スキャン領域に対して前記低音圧パルス及び前記高音圧パルスを送信すると共に、前記低音圧パルスに対応するエコーを受信する、１Ｄ的に配列された圧電振動子群を機械的に煽動させる機械式３Ｄプローブとしての超音波プローブと、前記スキャン領域に対して前記低音圧パルスを、第１のパルス繰り返し周期によって送信するように制御すると共に、前記低音圧パルスに対応するエコーを受信するように制御する低音圧超音波送受信制御部と、前記低音圧超音波送受信制御部による制御によって受信された前記エコーを基に前記超音波画像の画像データをモニタに表示する表示制御部と、前記スキャン領域に対して前記高音圧パルスを、前記第１のパルス繰り返し周期より小さい第２のパルス繰り返し周期によって送信するように制御する高音圧超音波送信制御部と、を有し、前記高音圧超音波送信制御部は、前記高音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽動速度を、前記低音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽動速度と比較して大きくなるように制御する。

10

【００１０】

本発明に係る超音波診断プログラムは、上述した課題を解決するために、造影剤パブルが投与された被検体の所定部位を含むように形成されるスキャン領域に対して音圧の異なる超音波パルスである低音圧パルス及び高音圧パルスをそれぞれ送信し、前記低音圧パルスに対応するエコーを基に、前記スキャン領域の超音波画像を生成・表示する超音波診断装置を構成するコンピュータに、前記スキャン領域に対して前記低音圧パルスを、第１のパルス繰り返し周期によって送信するように制御すると共に、前記低音圧パルスに対応するエコーを受信するように、１Ｄ的に配列された圧電振動子群を機械的に煽動させる機械式３Ｄプローブとしての超音波プローブを制御する低音圧超音波送受信制御機能と、前記低音圧超音波送受信制御機能による制御によって受信された前記エコーを基に前記超音波画像の画像データをモニタに表示する表示制御機能と、前記スキャン領域に対して前記高音圧パルスを、前記第１のパルス繰り返し周期より小さい第２のパルス繰り返し周期によって送信するように前記超音波プローブを制御する高音圧超音波送信制御機能と、を実現させ、前記高音圧超音波送信制御機能は、前記高音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽り角度を、前記低音圧パルスの送信の際の前記圧電振動子群の煽り角度と異ならせるように制御する。

20

【発明の効果】

【００１１】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断プログラムによると、ユーザが希望する造影剤パブルの再還流の画像情報を提供することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断プログラムの実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【００１３】

図１は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【００１４】

図１は、第１実施形態の超音波診断装置１０を示す。その本超音波診断装置１０は、大きくは、超音波プローブ１１、装置本体１２、モニタ１３及び操作パネル１４から構成される。

40

【００１５】

超音波プローブ１１は、装置本体１２からの駆動パルスを基に被検体（患者）Ｐの所定部位を含むスキャン領域に対して超音波パルスを送信すると共に、送信された超音波パルスに対応するエコーを受信して電気信号に変換する圧電振動子群を有する。超音波プローブ１１の圧電振動子群からスキャン領域に超音波パルスが送信されると、その超音波パルスによって形成される超音波ビームは、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。その反射されたエコーを圧電振動子群によって受信する。受信されたエコーは圧電振動子群にてエコー信号に変換される。エコー信号の振幅は、反射することにな

50

った不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合、送信された超音波パルスに対応するエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 1 としては、例えば、1 D プローブ、1 . 5 D プローブ、機械式 3 D プローブ及び 2 D プローブ (マトリクスアレイプローブ) 等が挙げられる。1 D プローブは、アジマス方向 (X 軸方向) のみに多数 (例えば、1 0 0 乃至 2 0 0 個) の圧電振動子が配列されたプローブである。1 . 5 D プローブは、X 軸方向に多数、エレベーション方向 (Z 軸方向) に少数 (例えば、3 個) の圧電振動子が配列されたプローブである。機械式 3 D プローブは、X 軸方向のみに多数配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブであるか、X 軸方向に多数、Z 軸方向に少数配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブである。また、2 D プローブは、X 軸方向及び Z 軸方向の両方に多数の圧電振動子が配列されたプローブである。

10

【 0 0 1 7 】

超音波プローブ 1 1 が 1 D プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向に収束して Y 軸方向 (深さ方向) に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ 1 1 が 1 D プローブである場合、超音波パルスを Z 軸方向に収束して Y 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Z 軸方向に 1 個の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、圧電振動子を凹面振動子としたりすることが好適である。

20

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 1 1 が 1 . 5 D プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向に収束して Y 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ 1 1 が 1 . 5 D プローブである場合、超音波パルスを Z 軸方向に収束して Y 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Z 軸方向に少数の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、焦点の Y 軸方向の位置に応じて Z 軸方向に少数の圧電振動子の駆動個数を変化させたりする。

【 0 0 1 9 】

超音波プローブ 1 1 が機械式 3 D プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向に収束して Y 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ 1 1 が機械式 3 D プローブである場合、超音波パルスを Z 軸方向に収束して Y 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Z 軸方向に 1 個の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、圧電振動子を凹面振動子としたりすることが好適である。又は、超音波プローブ 1 1 が機械式 3 D プローブである場合、超音波パルスを Z 軸方向に収束して Y 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Z 軸方向に少数の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、焦点の Y 軸方向の位置に応じて Z 軸方向に少数の圧電振動子の駆動個数を変化させたりする。機械式 3 D プローブを用いて 3 D 領域をスキャンする場合、圧電振動子群を煽動させながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の 2 D 断面 (X - Y 断面) をスキャンする。

30

40

【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 1 1 が 2 D プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向及び Z 軸方向に収束して Y 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向及び Z 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。2 D プローブを用いて 3 D 領域をスキャンする場合、電子的に超音波パルスの送信面を Z 軸方向にずらしながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の X - Y 断面をスキャンする。

【 0 0 2 1 】

以下、超音波プローブ 1 1 が機械式 1 D プローブである場合を例にとって説明するが、

50

超音波プローブ 11 が 2 D プローブ等の場合であっても構わない。

【0022】

装置本体 12 は、送受信部 21、信号処理部 22、画像生成部 23、表示制御部 24、画像メモリ 25、CPU (central processing unit) 26、内部記憶装置 27、IF (interface) 27 及び外部記憶装置 29 を備える。なお、本実施形態では、送受信部 21、信号処理部 22、画像生成部 23 及び表示制御部 24 は、集積部等のハードウェアで構成されるものとして説明するが、それら全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

【0023】

送受信部 21 は、図示しない送信部及び受信部を設ける。送信部は、図示しないパルサ部、送信遅延部及びトリガ発生部等を有する。パルサ部では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、送信遅延部では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が各レートパルスに与えられる。トリガ発生部は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 11 の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

【0024】

なお、送受信部 21 の送信部は、CPU 26 の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧 (音圧)、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能

【0025】

図 2 は、超音波プローブ 11 及び送受信部 21 におけるパルスの流れを説明するための図である。

【0026】

図 2 は、図 1 に示す送受信部 21 と、超音波プローブ 11 に X 軸方向に多数配列される圧電振動子と、それら圧電振動子から送信される超音波パルスによって Y 軸方向に形成される超音波ビームとを示している。送受信部 21 に含まれるパルサ部によって発生されたレートパルスに対して、チャンネル毎の送信遅延部によって必要な遅延時間を与えること

【0027】

また、図 1 に示す送受信部 21 の受信部は、図示しないアンプ、受信遅延部、A/D (analog to digital) 変換部及び加算部等を有する。アンプでは、超音波プローブ 11 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部は、アンプによって増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。A/D 変換部は、受信遅延部から出力されたエコー信号をデジタル信号に変換する。加算部は、デジタルのエコー信号に対して加算処理を行なう。加算部による加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0028】

信号処理部 22 は、B モード処理部 22 a 及びドブラ処理部 22 b を設ける。

【0029】

B モード処理部 22 a は、送受信部 21 の受信部から出力されたエコー信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成部 23 に送信され、表示制御部 24 を介して反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニタ 13 に表示される。

【0030】

ドブラモード処理部 22 b は、送受信部 21 の受信部から出力されたエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均

10

20

30

40

50

速度、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。血流情報は画像生成部 23 に送られ、表示制御部 24 を介して平均速度画像、分散画像、パワー画像及びこれらの組み合わせ画像としてモニタ 13 にカラー表示される。

【0031】

画像生成部 23 は、超音波スキャンによる走査線信号列を、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波画像の画像データを生成する。

【0032】

表示制御部 24 は、画像生成部 23 から出力される 2D の画像データや、CPU 26 から出力される 3D の画像データを基に表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換する。また、表示制御部 24 は、画像データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニタ 13 に出力する。

【0033】

画像メモリ 25 は、画像生成部 23 から出力された超音波画像の画像データを格納する記憶メモリである。画像メモリ 25 に記憶された画像データは、例えば診断の後にユーザが呼び出すことが可能となっており、静止画的に又は複数枚を使って動的に再生することが可能である。

【0034】

CPU 26 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、装置本体 12 の全体の動作を制御する。CPU 26 は、内部記憶装置 27 に記憶しているプログラムを実行する。又は、CPU 26 は、外部記憶装置 29 に記憶しているプログラム、ネットワーク N から転送され IF 28 で受信されて外部記憶装置 29 にインストールされたプログラムを、内部記憶装置 27 にロードして実行する。

【0035】

内部記憶装置 27 は、ROM (read only memory) 及び RAM (random access memory) 等の要素を兼ね備え、IPL (initial program loading)、BIOS (basic input/output system) 及びデータを記憶したり、CPU 21 のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする記憶装置である。

【0036】

IF 28 は、入力装置 13、病院基幹の LAN (local area network) 等のネットワーク N、外部記憶装置 29 及び操作パネル 14 等に関するインタフェースである。装置本体 12 によって取得された超音波画像等のデータや解析結果等は、IF 28 によって、ネットワーク N を介して他の装置に転送可能である。

【0037】

外部記憶装置 29 は、例えば磁性体を塗布または蒸着した金属である HD (hard disk) であり、一体となった HDD (hard disk drive) によってデータの読み書きが可能である。外部記憶装置 29 は、装置本体 12 にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS (operating system) 等も含まれる）を記憶する記憶装置である。また、OS に、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力装置 25 によって行なうことができる GUI (graphical user interface) を提供させることもできる。

【0038】

内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 は、本発明に係る超音波診断プログラム等の制御プログラムや、診断情報（患者 ID (identification) 及び医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータ群を格納している。また、内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 は、必要に応じて、画像メモリ 25 に一時的に記憶される画像データの保管等にも使用される。さらに、内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 に記憶されたデータは、IF 28 を介してネットワーク N 網へ転送することも可能となっ

10

20

30

40

50

ている。

【 0 0 3 9 】

モニタ 1 3 は、画像生成部 2 3 からのビデオ信号に基づいて、2 D の画像データや 3 D の画像データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に表示する。

【 0 0 4 0 】

操作パネル 1 4 は、装置本体 1 2 に接続され、ユーザ（操作者）からの各種指示、関心領域（ROI：region of interest）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 2 に取り込むためのトラックボール 1 4 a、各種スイッチ 1 4 b、ボタン 1 4 c、マウス 1 4 d 及びキーボード 1 4 e 等を有している。操作パネル 1 4 を介してユーザは、超音波プローブ 1 1 から送信される超音波パルスの送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数や、受信条件等を装置本体 2 1 に入力することができる。

10

【 0 0 4 1 】

図 3 は、本実施形態の超音波診断装置 1 0 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 4 2 】

図 1 に示す CPU 2 6 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 1 0 は、低音圧超音波送受信制御部 3 1、高音圧超音波送信制御部 3 2、ボリュームデータ生成部 3 3 及び 3 D 表示処理部 3 4 を有する。なお、本実施形態では、低音圧超音波送受信制御部 3 1、高音圧超音波送信制御部 3 2、ボリュームデータ生成部 3 3 及び 3 D 表示処理部 3 4 は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積部等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

20

【 0 0 4 3 】

低音圧超音波送受信制御部 3 1 は、造影剤バブルを比較的壊さない程度の低音圧の超音波パルス（以下、「低音圧パルス」という。）を、任意のパルス繰り返し周期（PRP：pulse repetition period）によってスキャン領域に対して送信するように送受信部 2 1（図 1 に示す）を制御すると共に、低音圧パルスに対応するエコーを受信するように送受信部 2 1 を制御する機能を有する。低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御によって送受信部 2 1 が受信したエコー信号によって、造影剤バブルの破壊前の血流の環流をリアルタイムに画像化することができる。なお、PRP は、超音波のパルス繰り返し周波数（PRF：pulse frequency period）の逆数となる。

30

【 0 0 4 4 】

高音圧超音波送信制御部 3 2 は、任意のタイミングで、造影剤バブルを崩壊させる程度の高音圧の超音波パルス（以下、「高音圧パルス」という。）を、低音圧パルスの PRP より小さい PRP によってスキャン領域に対して送信するように送受信部 2 1 を制御する機能を有する。すなわち、高音圧超音波送信制御部 3 2 は、任意のタイミングで、低音圧パルスの PRP より小さい PRP によって高音圧パルスの送信を繰り返し、3 D 領域であるスキャン領域の全体に対して一様にフラッシュ（flash）を行なうように制御する。

40

【 0 0 4 5 】

造影剤バブルを高音圧パルスによって破壊する目的は 2 つの場合が挙げられる。一方は、造影剤バブルが破壊した際の血流の還流の画像化が必要な場合である。他方は、造影剤バブルが破壊した際の血流の還流の画像化が不要な場合である。高音圧超音波送信制御部 3 2 は後者の場合を目的とするので、高音圧超音波送信制御部 3 2 では、高音圧パルスに対応するエコーを受信する必要性はない。よって、高音圧超音波送信制御部 3 2 では、PRP を低音圧超音波送受信制御部 3 1 による PRP よりも極端に小さくできる。

【 0 0 4 6 】

ここで、高音圧ビームを電子的にフォーカスする必要があるときは、図 2 を用いて説明したように、送信フォーカシングのための遅延時間が必要である。例えば、超音波プロー

50

ブ 1 1 として機械式 3 D プローブを用いる場合、圧電振動子群の X 軸方向を電子的にフォーカスする必要がある。よって、高音圧超音波送信制御部 3 2 によって制御される高音圧パルスの P R P は、X 軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間によって下限を制約される。なお、高音圧パルスの P R P を X 軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間程度とすることが好適である。また、機械式 3 D プローブが用いられる場合では、3 D 領域をスキャンするために圧電振動子群が煽動されるが、高音圧超音波送信制御部 3 2 による高音圧パルスの送信時はエコーの受信時間が省ける分、高音圧パルスの送信時の煽動速度を、低音圧パルスの送信時の煽動速度よりも大きくなるように構成できる。

【 0 0 4 7 】

一方、超音波プローブ 1 1 として 2 D プローブが用いられる場合、圧電振動子群の X 軸方向及び Z 軸方向は電子的にフォーカスする必要がある。よって、高音圧超音波送信制御部 3 2 によって制御される高音圧パルスの P R P は、X 軸方向及び Z 軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間によって下限を制約される。なお、高音圧パルスの P R P を X 軸方向及び Z 軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間程度とすることが好適である。

【 0 0 4 8 】

また、高音圧超音波送信制御部 3 2 による高音圧パルスの送信時間を小さくする目的で、高音圧超音波送信制御部 3 2 では、高音圧ビームの間隔を粗くすることなどを併せて行なうことによって、スキャン領域の全体に対して 1 回フラッシュを行なうために必要なフラッシュ時間の短縮に効果的である。

【 0 0 4 9 】

なお、高音圧超音波送信制御部 3 2 の制御による高音圧パルスによって形成される超音波ビーム（以下、「高音圧ビーム」という。）のスキャン領域は、低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御による低音圧パルスによって形成される超音波ビーム（以下、「低音圧ビーム」という。）のスキャン領域と同一の場合であってもよいし、高音圧ビームのスキャン領域が、低音圧ビームのスキャン領域と異なる場合であってもよい。高音圧ビームのスキャン領域が、低音圧ビームのスキャン領域と異なる場合、高音圧ビームのスキャン領域が、低音圧ビームのスキャン領域より広いが、又は、高音圧ビームのスキャン領域が、低音圧ビームのスキャン領域より狭い。

【 0 0 5 0 】

図 4 乃至図 6 は、低音圧ビームのスキャン領域と、高音圧ビームのスキャン領域とを示す概要図である。なお、図 4 乃至図 6 は、低音圧ビームのスキャン領域と、高音圧ビームのスキャン領域との一例として、低音圧ビームのスキャン領域における煽動方向成分と、高音圧ビームのスキャン領域における煽動方向成分とを示している。

【 0 0 5 1 】

一般的な 2 D スキャンにおける P R 法において、高音圧パルスの送信を行なう時間（正確には、造影剤を投与してからの時間）によって、バブルの再流入による染影の様子が異なることが分かっている。また、スキャン領域に対するスキャン回数によっても染影の様子が変化するため、高音圧パルスの送信を行なう時間や高音圧パルスのスキャン回数をユーザが任意に変更して調整を行なっていた。スキャン領域が 3 D に拡張したことで、新たに高音圧パルスの送信のスキャン領域も染影に関わるパラメータの 1 つに加わり、いろいろなバリエーションが考えられる。その例を図 4 乃至図 6 に示す。これらのバリエーションはユーザが任意に選択可能とする。

【 0 0 5 2 】

図 4 は、機械式 3 D プローブに配列された圧電振動子群が煽動する場合の低音圧ビーム及び高音圧ビームのスキャン領域における煽動方向成分を示し、高音圧ビームの煽り角度が、低音圧ビームの煽り角度と同一の場合を示す図である。図 5 は、機械式 3 D プローブに配列された圧電振動子群が煽動する場合の低音圧ビーム及び高音圧ビームのスキャン領域における煽動方向成分の差異を示し、高音圧ビームの煽り角度が、低音圧ビームの煽り角度より広い場合を示す図である。また、図 6 は、機械式 3 D プローブに配列された圧電

振動子群が煽動する場合の低音圧ビーム及び高音圧ビームのスキャン領域における煽動方向成分の差異を示し、高音圧ビームの煽り角度が、低音圧ビームの煽り角度より狭い場合を示す図である。

【 0 0 5 3 】

図 7 乃至図 9 は、低音圧ビームのスキャン順序と、高音圧ビームのスキャン順序とを説明するための図である。

【 0 0 5 4 】

図 7 は、図 4 に示すスキャン領域における煽動方向成分の一例を示す。図 8 は、図 5 に示すスキャン領域における煽動方向成分の一例を示す。また、図 9 は、図 6 に示すスキャン領域における煽動方向成分の一例を示す。

10

【 0 0 5 5 】

図 7 に示すように、低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御によって超音波プローブ 1 1 の圧電振動子群を低音圧ビームのスキャン領域（図 4 に示す）内で煽動させながら、順次、低音圧パルスを送信することで、X 軸方向と各 Y 軸方向（圧電振動子群の煽動方向の位置によって決まる第 1 の Y 軸方向、第 2 の Y 軸方向、...、第 6 の Y 軸方向）とによって形成される平面がスキャンされる。具体的には、まず、低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御によって、X 軸方向と第 1 の Y 軸方向（Y 1）とによって形成される X - Y 1 平面をスキャンする。その X - Y 1 平面のスキャンは、X - Y 1 平面上のエコーを複数回の低音圧パルスの送信（例えば、ダイナミックフォーカス用の送信）に対応して受信するように構成してもよいし、また、X - Y 1 平面上のエコーを 1 回の低音圧パルスの送信（例えば、

20

【 0 0 5 6 】

続いて、図 7 に示すように、圧電振動子群を低音圧ビームのスキャン領域（図 4 に示す）内で煽動させながら、低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御によって、X 軸方向と第 2 の Y 軸方向（Y 2）とによって形成される X - Y 2 平面、X - Y 3 平面、X - Y 4 平面、X - Y 5 平面、X - Y 6 平面、X - Y 6 平面、X - Y 5 平面、X - Y 4 平面、X - Y 3 平面、X - Y 2 平面、X - Y 1 平面、X - Y 1 平面、X - Y 2 平面、...を順次スキャンする。なお、低音圧超音波送受信制御部 3 1 による低音圧パルスの送信は、低音圧ビームのスキャン領域の最外面である X - Y 1 平面（又は X - Y 6 平面）から開始する場合に限定されるものではない。

30

【 0 0 5 7 】

また、図 7 に示すように、低音圧パルスの送信中の任意の送信タイミングで低音圧パルスの送信を停止して、高音圧超音波送信制御部 3 2 による高音圧パルスの送信を開始する。高音圧超音波送信制御部 3 2 による高音圧パルスの送信は、例えば、高音圧ビームのスキャン領域の最外面である X - Y 1 平面（又は X - Y 6 平面）から開始することが好適である。そして、高音圧超音波送信制御部 3 2 の制御によって、X 軸方向と第 2 の Y 軸方向（Y 2）とによって形成される X - Y 2 平面、X - Y 3 平面、X - Y 4 平面、X - Y 5 平面、X - Y 6 平面を順次スキャンして高音圧ビームのスキャン領域に対してフラッシュを行なう。なお、高音圧ビームのスキャン領域に対して 1 回のみフラッシュを行なってもよいし、複数回フラッシュを行なってもよい。また、図 7 では、便宜的に、“ 6 ” の X - Y 平面（X - Y 1 平面乃至 X - Y 6 平面）を示して説明するが、“ 6 ” に限定されるものではなく“ 2 ” 以上であればよい。

40

【 0 0 5 8 】

さらに、図 8 に示すように、低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御によって超音波プローブ 1 1 の圧電振動子群を低音圧ビームのスキャン領域（図 5 に示す）内で煽動させながら、順次、低音圧パルスを送信することで、X 軸方向と各 Y 軸方向（圧電振動子群の煽動方向の位置によって決まる第 3 の Y 軸方向、第 4 の Y 軸方向、...、第 8 の Y 軸方向）とによって形成される平面がスキャンされる。具体的には、まず、低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御によって、X 軸方向と第 3 の Y 軸方向（Y 3）とによって形成される X - Y 3 平面をスキャンする。その X - Y 3 平面のスキャンは、X - Y 3 平面上のエコーを複数回

50

の低音圧パルスの送信（例えば、ダイナミックフォーカス用の送信）に対応して受信するように構成してもよいし、また、 $X - Y 3$ 平面上のエコーを 1 回の低音圧パルスの送信（例えば、並列同時受信方式用の送信）に対応して受信するように構成してもよい。

【0059】

続いて、低音圧超音波送受信制御部 31 の制御によって、 X 軸方向と第 4 の Y 軸方向（ $Y 4$ ）とによって形成される $X - Y 4$ 平面、 $X - Y 5$ 平面、 $X - Y 6$ 平面、 $X - Y 7$ 平面、 $X - Y 8$ 平面、 $X - Y 8$ 平面、 $X - Y 7$ 平面、 $X - Y 6$ 平面、 $X - Y 5$ 平面、 $X - Y 4$ 平面、 $X - Y 3$ 平面、 $X - Y 3$ 平面、 $X - Y 4$ 平面、... を順次スキャンする。なお、低音圧超音波送受信制御部 31 による低音圧パルスの送信は、低音圧ビームのスキャン領域の最外面である $X - Y 3$ 平面（又は $X - Y 8$ 平面）から開始する場合に限定されるものではない。

10

【0060】

また、図 8 に示すように、低音圧パルスの送信中の任意の送信タイミングで低音圧パルスの送信を停止して、高音圧超音波送信制御部 32 による高音圧パルスの送信を開始する。高音圧超音波送信制御部 32 による高音圧パルスの送信は、例えば、高音圧ビームのスキャン領域の最外面である $X - Y 1$ 平面（又は $X - Y 10$ 平面）から開始することが好適である。そして、高音圧超音波送信制御部 32 の制御によって、 X 軸方向と第 2 の Y 軸方向（ $Y 2$ ）とによって形成される $X - Y 2$ 平面、 $X - Y 3$ 平面、 $X - Y 4$ 平面、 $X - Y 5$ 平面、 $X - Y 6$ 平面、 $X - Y 7$ 平面、 $X - Y 8$ 平面、 $X - Y 9$ 平面、 $X - Y 10$ 平面を順次スキャンして高音圧ビームのスキャン領域に対してフラッシュを行なう。なお、高音圧ビームのスキャン領域に対して 1 回のみフラッシュを行なってもよいし、複数回フラッシュを行なってもよい。また、図 8 では、便宜的に、低音圧パルスの送信のための “6” の $X - Y$ 平面（ $X - Y 3$ 平面乃至 $X - Y 8$ 平面）と、高音圧パルスの送信のための “10” の $X - Y$ 平面（ $X - Y 1$ 平面乃至 $X - Y 10$ 平面）とを示して説明するが、“6” 又は “10” に限定されるものではない。

20

【0061】

さらに、図 9 に示すように、低音圧超音波送受信制御部 31 の制御によって超音波プローブ 11 の圧電振動子群を低音圧ビームのスキャン領域（図 6 に示す）内で煽動させながら、順次、低音圧パルスを送信することで、 X 軸方向と各 Y 軸方向（圧電振動子群の煽動方向の位置によって決まる第 1 の Y 軸方向、第 2 の Y 軸方向、...、第 10 の Y 軸方向）とによって形成される平面がスキャンされる。具体的には、まず、低音圧超音波送受信制御部 31 の制御によって、 X 軸方向と第 1 の Y 軸方向（ $Y 1$ ）とによって形成される $X - Y 1$ 平面をスキャンする。その $X - Y 1$ 平面のスキャンは、 $X - Y 1$ 平面上のエコーを複数回の低音圧パルスの送信（例えば、ダイナミックフォーカス用の送信）に対応して受信するように構成してもよいし、また、 $X - Y 1$ 平面上のエコーを 1 回の低音圧パルスの送信（例えば、並列同時受信方式用の送信）に対応して受信するように構成してもよい。

30

【0062】

続いて、低音圧超音波送受信制御部 31 の制御によって、 X 軸方向と第 2 の Y 軸方向（ $Y 2$ ）とによって形成される $X - Y 2$ 平面、 $X - Y 3$ 平面、 $X - Y 4$ 平面、 $X - Y 5$ 平面、 $X - Y 6$ 平面、 $X - Y 7$ 平面、 $X - Y 8$ 平面、 $X - Y 9$ 平面、 $X - Y 10$ 平面、 $X - Y 10$ 平面、 $X - Y 9$ 平面、 $X - Y 8$ 平面、 $X - Y 7$ 平面、 $X - Y 6$ 平面、 $X - Y 5$ 平面、 $X - Y 4$ 平面、 $X - Y 3$ 平面、 $X - Y 2$ 平面、 $X - Y 1$ 平面、 $X - Y 1$ 平面、 $X - Y 2$ 平面、... を順次スキャンする。なお、低音圧超音波送受信制御部 31 による低音圧パルスの送信は、低音圧ビームのスキャン領域の最外面である $X - Y 1$ 平面（又は $X - Y 10$ 平面）から開始する場合に限定されるものではない。

40

【0063】

また、図 9 に示すように、低音圧パルスの送信中の任意の送信タイミングで低音圧パルスの送信を停止して、高音圧超音波送信制御部 32 による高音圧パルスの送信を開始する。高音圧超音波送信制御部 32 による高音圧パルスの送信は、例えば、高音圧ビームのスキャン領域の最外面である $X - Y 3$ 平面（又は $X - Y 8$ 平面）から開始することが好適で

50

ある。そして、高音圧超音波送信制御部 32 の制御によって、X 軸方向と第 4 の Y 軸方向 (Y4) とによって形成される X - Y4 平面、X - Y5 平面、X - Y6 平面、X - Y7 平面、X - Y8 平面を順次スキャンして高音圧ビームのスキャン領域に対してフラッシュを行なう。なお、高音圧ビームのスキャン領域に対して 1 回のみフラッシュを行なってもよいし、複数回フラッシュを行なってもよい。また、図 9 では、便宜的に、低音圧パルスの送信のための “10” の X - Y 平面 (X - Y1 平面乃至 X - Y10 平面) と、高音圧パルスの送信のための “6” の X - Y 平面 (X - Y3 平面乃至 X - Y8 平面) とを示して説明するが、“10” 又は “6” に限定されるものではない。

【0064】

さらに、図 3 に示すボリュームデータ生成部 33 は、画像メモリ 25 に記憶された超音波の画像データを基に、超音波スキャンによる走査線信号列を 3D 的に再配列してボリュームデータを生成 (再構成) する機能を有する。

【0065】

3D 表示処理部 34 は、ボリュームデータ生成部 33 によって生成されたボリュームデータを基に、3D の超音波画像の画像データを 2D 的に表示するためのレンダリング処理を行なう機能を有する。レンダリング処理後の画像データは、表示制御部 24 を介してモニタ 13 に表示される。

【0066】

続いて、超音波診断装置 10 の動作について、図 10 に示すフローチャートを用いて説明する。

【0067】

CPU 26 が超音波診断プログラムを実行することによって超音波診断装置 10 はステップ S1 乃至 S7 に従って動作して、超音波診断装置 10 による検査が遂行される。

【0068】

まず、高音圧ビームのスキャン領域及びフラッシュ回数を設定する (ステップ S1)。例えば、高音圧ビームのスキャン領域及びフラッシュ回数とは、操作パネル 14 を用いたユーザの入力によって設定される。

【0069】

図 11 は、高音圧ビームのスキャン領域及びフラッシュ回数との入力画面の一例を示す図である。なお、図 11 は、高音圧ビームのスキャン領域との一例として、高音圧ビームのスキャン領域における煽動方向成分のみを入力可能な画面として示している。

【0070】

図 11 に示すように、操作パネル 14 上に表示された入力画面によって、高音圧ビームのスキャン領域及びフラッシュ回数が入力可能である。また、ユーザは検査中にステップ S3 又は S6 によって表示される 3D の超音波画像を見ながら、高音圧ビームのスキャン領域及びフラッシュ回数を図 11 に示す入力画面を介して変更することが可能である。

【0071】

次いで、患者 P の体内に造影剤が注入される。患者 P の体内に注入される造影剤は、低音圧の超音波を送信しても破壊されずにハーモニック信号を放出し、長時間の映像化が可能なものである。

【0072】

次いで、送受信部 21 の送信部は、X 軸方向と、圧電振動子群の煽動方向の位置によって決まる Y 軸方向 (例えば、図 7 に示す第 1 の Y 軸方向 (Y1)、図 8 に示す第 3 の Y 軸方向 (Y3) 又は図 9 に示す第 1 の Y 軸方向 (Y1)) とで形成される X - Y 平面を、任意の PRP によって、造影剤バブルを比較的壊さない低音圧パルスを超音波プローブ 11 から送信させて X - Y 平面をスキャンする。その X - Y 平面のスキャンは、X - Y 平面上のエコーを複数回の低音圧パルスの送信 (例えば、ダイナミックフォーカス用の送信) に対応して受信するように構成してもよいし、また、X - Y 平面上のエコーを 1 回の低音圧パルスの送信 (例えば、並列同時受信方式用の送信) に対応して受信するように構成してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

また、超音波プローブ 1 1 としての機械式 3 D プローブに配列された圧電振動子群を煽動させながら、X 軸方向と複数の Y 軸方向とで形成される複数の X - Y 平面に対して低音圧パルスを順次送信する（ステップ S 2 ）。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 2 による低音圧パルスの送信によって、送受信部 2 1 の受信部は、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームを形成する。B モード処理部 2 2 a は、送受信部 2 1 の受信部から出力されたエコー信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。画像生成部 2 3 は、超音波スキャンによる走査線信号列を、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波画像の画像データを生成して画像メモリ 2 5 に記憶させる。次いで、画像メモリ 2 5 に記憶された超音波の画像データを基に、超音波スキャンによる走査線信号列を 3 D 的に再配列してポリウムデータを生成する。次いで、ポリウムデータを基に、3 D の超音波画像の画像データを 2 D 的に表示するためのレンダリング処理を行ない、レンダリング処理後の画像データを、表示制御部 2 4 を介してモニタ 1 3 に表示する（ステップ S 3 ）。

【 0 0 7 5 】

次いで、図 1 1 に示す入力画面上に設けられたフラッシュボタンが押されたタイミングで低音圧パルスの送信を停止して、ステップ S 1 によって設定された高音圧パルスのスキャン領域及びフラッシュ回数にて、低音圧パルスの P R P より小さい P R P によって、高音圧パルスの送信を開始する。高音圧パルスの送信は、スキャン領域の最外面である X - Y 平面（例えば、図 7 に示す第 1 の Y 軸方向（Y 1 ）、図 8 に示す第 1 の Y 軸方向（Y 1 ）又は図 9 に示す第 3 の Y 軸方向（Y 3 ））から開始することが好適である。

【 0 0 7 6 】

また、高音圧ビームのスキャン領域に対してフラッシュを行なうために、超音波プローブ 1 1 としての機械式 3 D プローブに配列された圧電振動子群を煽動させながら、X 軸方向と複数の Y 軸方向とで形成される複数の X - Y 平面に対して高音圧パルスを順次送信する（ステップ S 4 ）。なお、ステップ S 4 による高音圧パルスの送信は、ステップ S 1 によって設定されたフラッシュ回数に従って、高音圧ビームのスキャン領域に対して 1 回のみフラッシュを行なってもよいし、複数回フラッシュを行なってもよい。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 1 によって設定された高音圧ビームのスキャン領域及びフラッシュ回数に従ってステップ S 4 による高音圧パルスの送信が終了すると、ステップ S 2 と同様に、送受信部 2 1 は、X 軸方向と、圧電振動子群の煽動方向の位置によって決まる Y 軸方向とで形成される X - Y 平面を、任意の P R P によって、低音圧パルスを超音波プローブ 1 1 から送信させてスキャンする。また、低音圧ビームのスキャン領域の全体をスキャンするために、超音波プローブ 1 1 としての機械式 3 D プローブに配列された圧電振動子群を煽動させながら、X 軸方向と複数の Y 軸方向とで形成される複数の X - Y 平面に対して低音圧パルスを順次送信する（ステップ S 5 ）。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 5 による低音圧パルスの送信によって、送受信部 2 1 の受信部は、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームを形成する。次いで、B モード処理部 2 2 a は、送受信部 2 1 の受信部から出力されたエコー信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。画像生成部 2 3 は、超音波スキャンによる走査線信号列を、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波画像の画像データを生成して表示制御部 2 4 に出力すると共に、画像メモリ 2 5 に記憶させる。次いで、画像メモリ 2 5 に記憶された超音波の画像データを基に、超音波スキャンによる走査線信号列を 3 D 的に再配列してポリウムデータを生成する。次いで、ポリウムデータを基に、3 D の超音波画像の画像データを 2 D 的に表示するためのレンダリング処理を行ない、レン

ダリング処理後の画像データを、表示制御部 24 を介してモニタ 13 に表示する（ステップ S6）。

【0079】

次いで、患者 P の所定部位に関する検査を終了するか否かを判断する（ステップ S7）。ステップ S7 の判断にて YES、すなわち、患者 P の所定部位に関する検査を終了すると判断された場合、低音圧パルスの送信を停止して検査を終了する。

【0080】

一方、ステップ S7 の判断にて NO、すなわち、患者 P の所定部位に関する検査を終了しないと判断された場合、ステップ S5 による低音圧パルスの送信を続ける。次いで、図 11 に示す入力画面上に設けられたフラッシュボタンが押されたタイミングで低音圧パルスの送信を停止して、ステップ S1 によって設定された高音圧ビームのスキャン領域及びフラッシュ回数にて、低音圧パルスの PRP より小さい PRP によって、高音圧パルスの送信を開始する（ステップ S4）。

【0081】

図 12 及び図 13 は、低音圧ビーム及び高音圧ビームにおけるスキャン領域の 3D インジケータの一例を示す図である。図 12 は、図 5 に示すスキャン領域の場合の 3D インジケータを示す一方、図 13 は、図 6 に示すスキャン領域の場合の 3D インジケータを示す。

【0082】

ユーザがステップ S1 乃至ステップ S7 による検査を行なっている最中に、低音圧ビーム及び高音圧ビームにおけるスキャン領域を簡便に把握可能とするため、高音圧超音波送信制御部 32 は、低音圧ビーム及び高音圧ビームにおけるスキャン領域の 3D インジケータをモニタ 13 に表示する。ここで、図 12 及び図 13 のように表示される 3D インジケータとしては、重ねて表示される低音圧ビームにおけるスキャン領域と高音圧ビームにおけるスキャン領域との差異をユーザが簡便に視認できるものが望ましい。例えば、図 12 及び図 13 に示す 3D インジケータは、高音圧ビームにおけるスキャン領域のみを塗り潰して示すものである。

【0083】

なお、図 12 及び図 13 は、図 5 及び図 6 にて説明したように、スキャン領域における煽動方向成分のみに差異をもたせた場合の 3D インジケータを示すが、スキャン領域における煽動方向成分に加え、スキャン領域における X 軸方向成分にも差異をもたせた 3D インジケータであってもよい。また、スキャン領域における X 軸方向成分のみに差異をもたせた 3D インジケータであってもよい。

【0084】

本実施形態の超音波診断装置 10 によると、ステップ S6 による表示によって造影剤バブルの再還流の様子を 3D 的に観察することが可能となる。また、本実施形態の超音波診断装置 10 によると、高音圧ビームのスキャン領域が簡便に変更可能となるから、高音圧ビームのスキャン領域に対するユーザの細かい要求にも対応可能となる。よって、本実施形態の超音波診断装置 10 によると、ユーザが希望する造影剤バブルの再還流の画像情報を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図。

【図 2】超音波プローブ及び送受信部におけるパルスの流れを説明するための図。

【図 3】本実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図 4】低音圧ビームのスキャン領域と、高音圧ビームのスキャン領域とを示す概要図。

【図 5】低音圧ビームのスキャン領域と、高音圧ビームのスキャン領域とを示す概要図。

【図 6】低音圧ビームのスキャン領域と、高音圧ビームのスキャン領域とを示す概要図。

【図 7】低音圧ビームのスキャン順序と、高音圧ビームのスキャン順序とを説明するための図。

【図 8】低音圧ビームのスキャン順序と、高音圧ビームのスキャン順序とを説明するための図。

【図 9】低音圧ビームのスキャン順序と、高音圧ビームのスキャン順序とを説明するための図。

【図 10】本実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図 11】高音圧ビームのスキャン領域及びスキャン回数との入力画面の一例を示す図。

【図 12】低音圧ビーム及び高音圧ビームにおけるスキャン領域の 3D インジケータの一例を示す図。

【図 13】低音圧ビーム及び高音圧ビームにおけるスキャン領域の 3D インジケータの一例を示す図。

10

【符号の説明】

【0086】

10 超音波診断装置

11 超音波プローブ

12 装置本体

13 モニタ

14 操作パネル

21 送受信部

22 信号処理部

23 画像生成部

24 表示制御部

25 画像メモリ

26 CPU

27 内部記憶装置

28 IF

29 外部記憶装置

31 低音圧超音波送受信制御部

32 高音圧超音波送信制御部

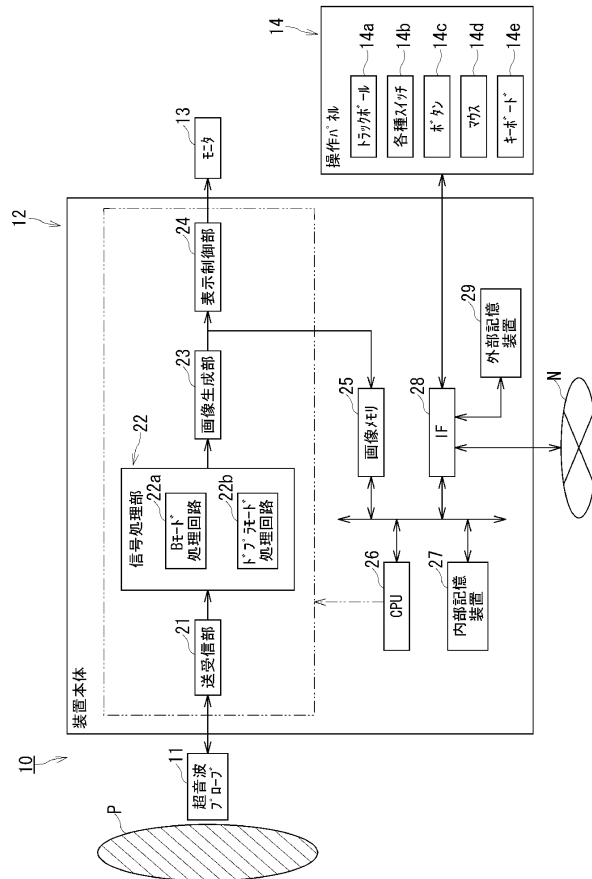
33 ボリュームデータ生成部

34 3D 表示処理部

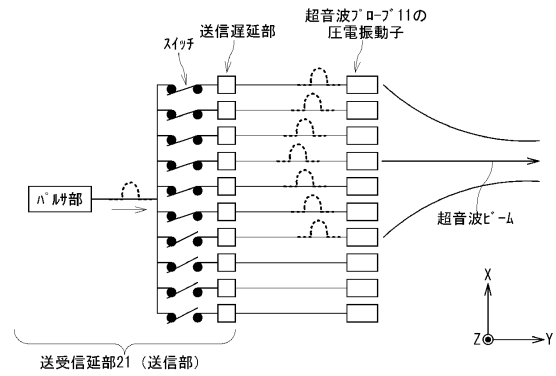
20

30

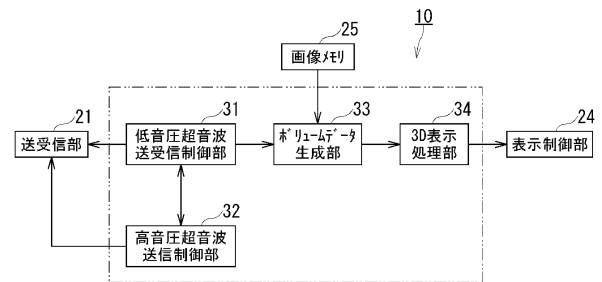
【図 1】



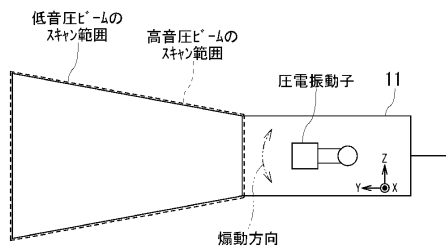
【図 2】



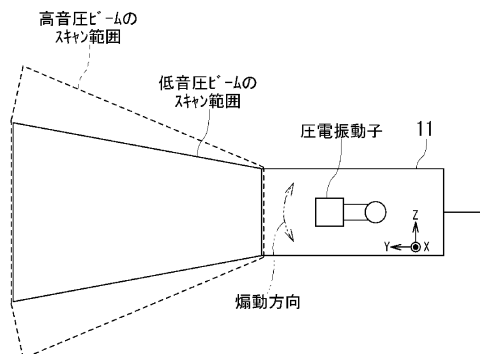
【図 3】



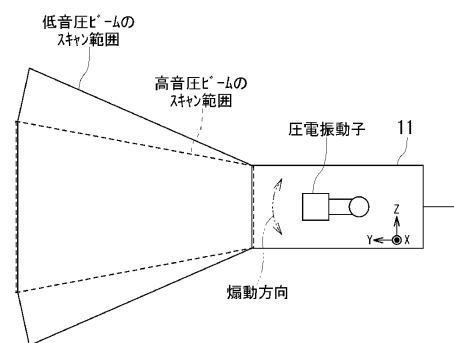
【図 4】



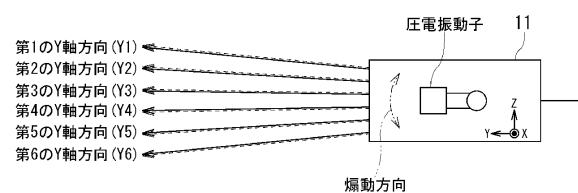
【図 5】



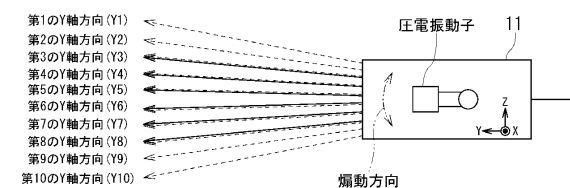
【図 6】



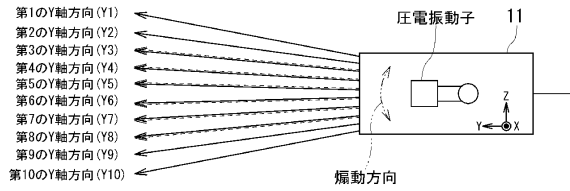
【図 7】



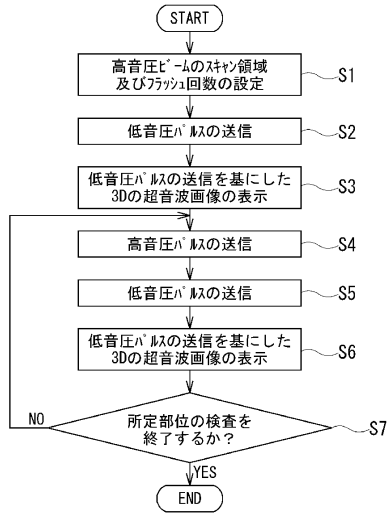
【図 8】



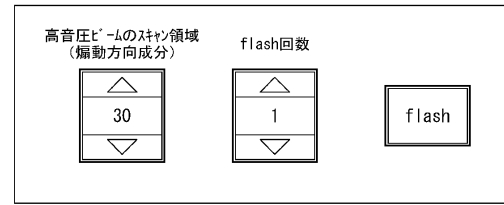
【図 9】



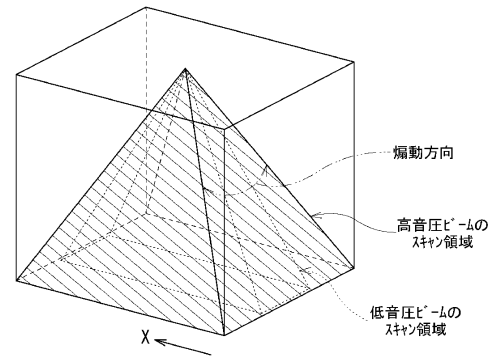
【図 10】



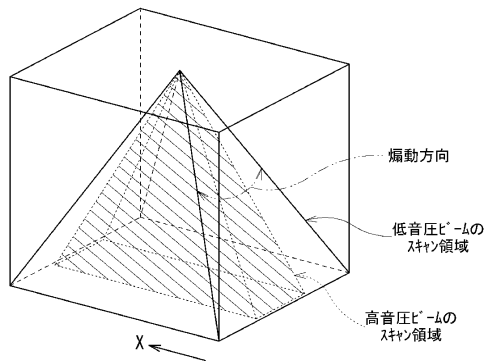
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

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

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断程序		
公开(公告)号	JP5134898B2	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	JP2007249439	申请日	2007-09-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神山直久 吉田哲也		
发明人	神山 直久 吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/546 A61B8/06 A61B8/4461 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH05 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK21		
其他公开文献	JP2009077926A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用户在超声诊断设备中所需的造影剂气泡的回流的图像信息。解决方案：该超声诊断设备10包括：超声探头，其将低声压脉冲和高声压脉冲发送到扫描区域，并接收与低声压脉冲相对应的回波；低压脉冲超声波发送和接收控制部分31，控制在第一脉冲重复周期将低声压脉冲发送到扫描区域，并控制接收对应于低声压脉冲的回波；高声压超声波发送控制部分32控制在小于第一脉冲重复周期的第二脉冲重复周期将高声压脉冲发送到扫描区域。 Z

【図 5】

