

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6963677号
(P6963677)

(45) 発行日 令和3年11月10日(2021.11.10)

(24) 登録日 令和3年10月19日(2021.10.19)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 Z DM
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2020-509206 (P2020-509206) (86) (22) 出願日 平成31年3月27日 (2019.3.27) (86) 国際出願番号 PCT/JP2019/013237 (87) 国際公開番号 W02019/189386 (87) 国際公開日 令和1年10月3日 (2019.10.3) 審査請求日 令和2年9月9日 (2020.9.9) (31) 優先権主張番号 特願2018-67682 (P2018-67682) (32) 優先日 平成30年3月30日 (2018.3.30) (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)</p>	<p>(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 (74) 代理人 100152984 弁理士 伊東 秀明 (74) 代理人 100148080 弁理士 三橋 史生 (72) 発明者 野口 雅史 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 審査官 後藤 順也</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

振動子アレイと、

前記振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスの組を同一の走査線上に少なくとも2回以上のN回送信させる送信部と、

前記被検体内において発生した超音波エコーを受けた前記振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得する受信部と、

前記受信部により取得された前記受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより前記第1の超音波パルスに対応するI Q信号列と前記第2の超音波パルスに対応するI Q信号列を取得する直交検波部と、

前記直交検波部により取得された前記I Q信号列を用いて、前記第1の超音波パルスに対応するI Q信号と前記第2の超音波パルスに対応するI Q信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号を取得するパルスインバージョン加算部と、

前記直交検波部により取得された前記I Q信号列に基づいてパブル信号らしさを算出するパブル信号らしさ算出部と、

前記パブル信号らしさ算出部により算出された前記パブル信号らしさと前記パルスインバージョン加算部により取得された前記画像信号とに基づいて超音波画像を生成する画像生成部と

を備えた超音波診断装置。

【請求項2】

前記パブル信号らしさ算出部は、前記直交検波部により取得された前記 I Q 信号列から自己相関を求め、求められた前記自己相関に基づいて前記パブル信号らしさを算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記パブル信号らしさ算出部は、前記直交検波部により取得された前記 I Q 信号列から位相差の分散値を算出し、算出された前記位相差の分散値を用いて前記パブル信号らしさを算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記パブル信号らしさ算出部は、前記直交検波部により取得された前記 I Q 信号列から振幅の分散値を算出し、算出された前記振幅の分散値を用いて前記パブル信号らしさを算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記パルスインバージョン加算部により取得された前記画像信号から非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方を算出する非線形信号情報算出部をさらに備える請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記非線形信号情報算出部により算出された前記非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方に基づいて前記超音波画像を生成する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

20

前記画像生成部は、前記非線形信号情報算出部により算出された前記非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方と前記パブル信号らしさ算出部により算出された前記パブル信号らしさとに基づいたカラーマップにより前記超音波画像を生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波画像を表示する表示部をさらに備える請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスの組を同一の走査線上に少なくとも 2 回以上の N 回送信させ、

30

前記被検体内において発生した超音波エコーを受けた前記振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得し、

取得された前記受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより前記第 1 の超音波パルスに対応する I Q 信号列と前記第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号列を取得し、

取得された前記 I Q 信号列を用いて前記第 1 の超音波パルスに対応する I Q 信号と前記第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号を取得し、

取得された前記 I Q 信号列に基づいてパブル信号らしさを算出し、

算出された前記パブル信号らしさと、取得された前記画像信号とに基づいて超音波画像を生成する

40

超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、ハーモニクイメーキング法により超音波画像の生成を行う超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

50

医用超音波診断装置において、被検体に造影剤を導入して診断を行なう場合等には、特許文献1および2に開示されるように、造影剤の非線形性を利用し、振動子アレイにより受信した超音波エコーから非線形成分を抽出して画像化を行う、いわゆるハーモニックイメージング法が知られている。ハーモニックイメージング法を用いることにより、被検体の組織と造影剤のバブルとのコントラストが高い画像を生成することができる。

【0003】

ハーモニックイメージング法において、超音波エコーから非線形成分を抽出する方法として、例えば、同一の走査線上に、互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスを順次送信し、第1の超音波パルスによる受信信号と第2の超音波パルスによる受信信号を加算するパルスインバージョン法がある。このパルスインバージョン法により、超音波エコーに基づく受信信号から、第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスを形成する基本波の帯域を有する基本波信号を除去して、造影剤のバブルに起因する非線形信号を抽出することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002-301068号公報

【特許文献2】特開2003-230255号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0005】

しかしながら、通常、パルスインバージョン法を用いたとしても、組織の境界等からの超音波エコーに起因する信号は、造影剤のバブルに起因する非線形信号と同程度に残存することが多く、非線形信号との区別をすることが難しいという問題があった。従来の技術では、造影剤のバブルが血管内を移動することに伴って生じる、信号の輝度の時間変化を観察することにより、組織の境界等からの超音波エコーに起因する信号と造影剤のバブルに起因する非線形信号とを区別することが多く、取得された信号のうち、どの信号が造影剤のバブルに起因する非線形信号であるかを判断するために、時間と手間を要していた。

【0006】

また、被検体内において拍動等の組織の動きがある場合には、パルスインバージョン法により相殺されずに残存する基本波信号が多くなり、基本波信号と造影剤のバブルに起因する非線形信号を区別することが難しいことがあるという問題があった。

30

【0007】

本発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたものであり、被検体の組織に起因する信号と造影剤のバブルに起因する信号を容易に且つ短時間に区別することができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、振動子アレイと、振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスの組を同一の走査線上に少なくとも2回以上のN回送信させる送信部と、被検体内において発生した超音波エコーを受けた振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得する受信部と、受信部により取得された受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより第1の超音波パルスに対応するI Q信号列と第2の超音波パルスに対応するI Q信号列を取得する直交検波部と、直交検波部により取得されたI Q信号列を用いて、第1の超音波パルスに対応するI Q信号と第2の超音波パルスに対応するI Q信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号を取得するパルスインバージョン加算部と、

40

直交検波部により取得されたI Q信号列に基づいてバブル信号らしさを算出するバブル信号らしさ算出部と、バブル信号らしさ算出部により算出されたバブル信号らしさとパルスインバージョン加算部により取得された画像信号とに基づいて超音波画像を生成する画

50

像生成部とを備えたことを特徴とする。

【0009】

バブル信号らしさ算出部は、直交検波部により取得されたI Q信号列から自己相関を求め、求められた前記自己相関に基づいてバブル信号らしさを算出することができる。

もしくは、バブル信号らしさ算出部は、直交検波部により取得されたI Q信号列から位相差の分散値を算出し、算出された位相差の分散値を用いてバブル信号らしさを算出することもできる。

もしくは、バブル信号らしさ算出部は、直交検波部により取得されたI Q信号列から振幅の分散値を算出し、算出された振幅の分散値を用いてバブル信号らしさを算出することができる。

10

【0010】

パルスインバージョン加算部により取得された画像信号から非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方を算出する非線形信号情報算出部をさらに備えることができる。

この際に、画像生成部は、非線形信号情報算出部により算出された非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方に基づいて超音波画像を生成することができる。

さらに、画像生成部は、非線形信号情報算出部により算出された非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方とバブル信号らしさ算出部により算出されたバブル信号らしさとに基づいたカラーマップにより超音波画像を生成することもできる。

また、超音波画像を表示する表示部をさらに備えることができる。

【0011】

20

本発明の超音波診断装置の制御方法は、振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスの組を同一の走査線上に少なくとも2回以上のN回送信させ、被検体内において発生した超音波エコーを受けた振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得し、取得された受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより第1の超音波パルスに対応するI Q信号列と第2の超音波パルスに対応するI Q信号列を取得し、取得されたI Q信号列を用いて第1の超音波パルスに対応するI Q信号と第2の超音波パルスに対応するI Q信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号を取得し、取得されたI Q信号列に基づいてバブル信号らしさを算出し、算出されたバブル信号らしさと、取得された画像信号とに基づいて超音波画像を生成することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、直交検波部により取得されたI Q信号列のランダム性を表す指標をバブル信号らしさとして算出するバブル信号らしさ算出部を備えるため、被検体の組織に起因する信号と造影剤のバブルに起因する信号を容易に且つ短時間に区別することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態における受信部の内部構成を示すブロック図である。

40

【図3】第1の超音波パルスに対応する直交検波の帯域の例を示す図である。

【図4】第2の超音波パルスに対応する直交検波の帯域の例を示す図である。

【図5】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャートである。

【図6】超音波パルスの送信タイミングを模式的に示す図である。

【図7】第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスに対応するI Q信号列を模式的に示す図である。

【図8】非線形成分の寄与が比較的小さい場合のI Q信号の例を模式的に示す図である。

【図9】非線形成分の寄与が比較的小さい場合の速度ベクトルの例を模式的に示す例である。

【図10】非線形成分の寄与が比較的大きい場合のI Q信号の例を模式的に示す図である

50

。【図 1 1】非線形成分の寄与が比較的大きい場合の速度ベクトルの例を模式的に示す図である。

【図 1 2】第 1 の超音波パルスに対応する I Q 信号列と第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号列を加算して加算信号を算出する様子を模式的に示す図である。

【図 1 3】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置により得られたパワーとバブル信号らしさの表示例を模式的に示す図である。

【図 1 4】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置により得られたパワー、速度、バブル信号らしさの表示例を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0014】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。また、以下においては、被検体に造影剤が導入されているものとする。

実施の形態

図 1 に、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示す。図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、振動子アレイ 2 を備えており、振動子アレイ 2 に送信部 3 および受信部 4 がそれぞれ接続されている。受信部 4 には、直交検波部 5 が接続され、直交検波部 5 に、バブル信号らしさ算出部 6 およびパルスインバージョン加算部 7 が接続されている。また、パルスインバージョン加算部 7 には、非線形信号情報算出部 8、画像生成部 9、表示制御部 10 および表示部 11 が順次接続されている。さらに、バブル信号らしさ算出部 6 は、画像生成部 9 に接続されている。

20

【0015】

さらに、送信部 3、受信部 4、直交検波部 5、バブル信号らしさ算出部 6、パルスインバージョン加算部 7、非線形信号情報算出部 8、画像生成部 9 および表示制御部 10 に、装置制御部 12 が接続されており、装置制御部 12 に、格納部 13 および操作部 14 が接続されている。装置制御部 12 と格納部 13 は、互いに双方向の情報の受け渡しが可能に接続されている。

また、送信部 3、受信部 4、直交検波部 5、バブル信号らしさ算出部 6、位相補正部 7、パルスインバージョン加算部 7、非線形信号情報算出部 8、画像生成部 9、表示制御部 10 および装置制御部 12 により、プロセッサ 15 が構成されている。

30

【0016】

図 1 に示す超音波診断装置 1 の振動子アレイ 2 は、1 次元または 2 次元に配列された複数の振動子を有している。これらの振動子は、それぞれ送信部 3 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して、超音波エコーに基づく信号を出力する。各振動子は、例えば、P Z T (Lead Zirconate Titanate: チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミック、P V D F (Poly Vinylidene Di Fluoride: ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子および P M N - P T (Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate: マグネシウムニオブ酸鉛 - チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成することにより構成される。

【0017】

40

プロセッサ 15 の送信部 3 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部 12 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ 2 の複数の振動子から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、それぞれの駆動電圧を、遅延量を調節して複数の振動子に供給する。このように、振動子アレイ 2 の複数の振動子の電極にパルス状の駆動電圧が印加されると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、パルス状の超音波ビームすなわち超音波パルスが形成される。送信部 3 は、このようにして、互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルスおよび第 2 の超音波パルスを振動子アレイ 2 から順次発生させ、振動子アレイ 2 を介して、第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスの組を同一の走査線に沿って被検体内に複数回送信する。

50

【 0 0 1 8 】

被検体内に送信された第 1 の超音波パルスおよび第 2 の超音波パルスは、例えば、被検体の部位等の対象において反射され、いわゆる超音波エコーとして振動子アレイ 2 に向かって被検体内を伝搬する。このように振動子アレイ 2 に向かって伝搬する超音波エコーは、振動子アレイ 2 を構成するそれぞれの振動子により受信される。この際に、振動子アレイ 2 を構成するそれぞれの振動子は、伝搬する超音波エコーを受信することにより伸縮して電気信号を発生させ、これらの電気信号を受信部 4 に出力する。

【 0 0 1 9 】

プロセッサ 1 5 の受信部 4 は、装置制御部 1 2 からの制御信号に従って、振動子アレイ 2 から出力される信号の処理を行う。図 2 に示すように、受信部 4 は、増幅部 1 6、A D (Analog Digital) 変換部 1 7 およびビームフォーマ 1 8 が直列接続された構成を有している。

10

【 0 0 2 0 】

受信部 4 の増幅部 1 6 は、振動子アレイ 2 を構成するそれぞれの振動子から入力された信号を増幅し、増幅した信号を A D 変換部 1 7 に送信する。A D 変換部 1 7 は、増幅部 1 6 から送信された信号をデジタルデータに変換し、これらのデータをビームフォーマ 1 8 に送信する。ビームフォーマ 1 8 は、装置制御部 1 2 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、A D 変換部 1 7 により変換された各データに対してそれぞれの遅延を与えて加算することにより、いわゆる受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、A D 変換部 1 7 により変換された各データが整相加算され且つ超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信信号が取得される。

20

【 0 0 2 1 】

ここで、被検体内を伝搬する超音波エコーには、第 1 の超音波パルスおよび第 2 の超音波パルスを形成する基本波の帯域を有する基本波成分と、被検体の組織の動きに起因する 2 次高調波成分と、被検体に導入された造影剤のバブルの微小な振動に起因する非線形成分が含まれている。そのため、受信部 4 により取得された受信信号には、例えば図 3 および図 4 に示すように、超音波エコーの基本波成分に基づく基本波信号 E 1 または E 4、2 次高調波成分に基づく 2 次高調波信号 E 2 および造影剤のバブルによる非線形成分に基づくバブル信号 E 3 を含んでいる。図 3 に示す例では、正の位相を有する超音波パルスに基づく受信信号が示されており、基本波信号 E 1 は、正の値を有している。一方、図 4 に示す例では、負の位相を有する超音波パルスに基づく受信信号が示されており、基本波信号 E 4 は、負の値を有している。

30

【 0 0 2 2 】

プロセッサ 1 5 の直交検波部 5 は、受信部 4 により取得された受信信号に参照周波数のキャリア信号を混合することにより、受信信号を直交検波して複素データである I Q 信号に変換し、第 1 の超音波パルスに対応する I Q 信号列と第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号列を取得する。この際に、直交検波部 5 は、被検体に導入されている造影剤の検出精度を向上させるため、図 3 および図 4 に示すように、基本波信号 E 1 の信号強度および 2 次高調波信号 E 2 の信号強度と比較して、造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号 E 3 の信号強度が相対的に大きくなる周波数を含むように、直交検波の帯域 F B を設定することが望ましい。さらに、基本波信号 E 1 の信号強度と、2 次高調波信号 E 2 およびバブル信号 E 3 を含む非線形信号の信号強度とが、互いに比較的近い値を有するように、図 3 および図 4 に示すように、バブル信号 E 3 が相対的に大きくなる周波数に加えて、基本波信号 E 1 または E 4 の周波数帯域の一部を含むように、直交検波の帯域 F B を設定することが好ましい。

40

【 0 0 2 3 】

プロセッサ 1 5 のバブル信号らしさ算出部 6 は、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列に基づいて算出された自己相関または分散値を用いた指標を、被検体に導入された造影剤のバブルに基づくバブル信号らしさとして算出する。バブル信号らしさ算出部 6 によ

50

るバブル信号らしさの算出については、後に詳しく説明する。

【 0 0 2 4 】

プロセッサ 1 5 のパルスインバージョン加算部 7 は、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列を用いて、第 1 の超音波パルスに対応する I Q 信号と、第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号とを加算することにより、図 3 および図 4 に示すような基本波信号 E 1 および E 4 が除去された加算信号を取得する。

【 0 0 2 5 】

プロセッサ 1 5 の非線形信号情報算出部 8 は、パルスインバージョン加算部 7 により取得された加算信号から、被検体の組織に起因する 2 次高調波信号 E 2 および被検体に導入された造影剤のバブルに起因するバブル信号 E 3 を含む非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方を非線形信号情報として算出する。

10

プロセッサ 1 5 の画像生成部 9 は、非線形信号情報算出部 8 により算出された非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方と、バブル信号らしさ算出部 6 により算出されたバブル信号らしさとに基づいて超音波画像を生成する。

プロセッサ 1 5 の表示制御部 1 0 は、装置制御部 1 2 の制御の下、画像生成部 9 により生成された超音波画像等に所定の処理を施して、表示部 1 1 に超音波画像等を表示させる。

【 0 0 2 6 】

超音波診断装置 1 の表示部 1 1 は、表示制御部 1 0 の制御の下、画像等を表示するものであり、例えば、L C D (Liquid Crystal Display : 液晶ディスプレイ) 等のディスプレイ装置を含む。

20

超音波診断装置 1 の操作部 1 4 は、ユーザが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッドおよびタッチパネル等を備えて構成することができる。

【 0 0 2 7 】

格納部 1 3 は、超音波診断装置 1 の動作プログラム等を格納するもので、フラッシュメモリ、H D D (Hard Disc Drive : ハードディスクドライブ)、S S D (Solid State Drive : ソリッドステートドライブ)、F D (Flexible Disc : フレキシブルディスク)、M O ディスク (Magneto-Optical disc : 光磁気ディスク)、M T (Magnetic Tape : 磁気テープ)、R A M (Random Access Memory : ランダムアクセスメモリ)、C D (Compact Disc : コンパクトディスク)、D V D (Digital Versatile Disc : デジタルバーサタイルディスク)、S D カード (Secure Digital card : セキュアデジタルカード)、U S B メモリ (Universal Serial Bus memory : ユニバーサルシリアルバスメモリ) 等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

30

【 0 0 2 8 】

なお、送信部 3、受信部 4、直交検波部 5、バブル信号らしさ算出部 6、パルスインバージョン加算部 7、非線形信号情報算出部 8、画像生成部 9、表示制御部 1 0 および装置制御部 1 2 を有するプロセッサ 1 5 は、C P U (Central Processing Unit : 中央処理装置)、および、C P U に各種の処理を行わせるための制御プログラムから構成されるが、F P G A (Field Programmable Gate Array : フィールドプログラマブルゲートアレイ)、D S P (Digital Signal Processor : デジタルシグナルプロセッサ)、A S I C (Application Specific Integrated Circuit : アプリケーションスペシフィックインテグレイテッドサーキット)、G P U (Graphics Processing Unit : グラフィックスプロセッシングユニット)、その他の I C (Integrated Circuit : 集積回路) を用いて構成されてもよい。また、これらの送信部 3、受信部 4、直交検波部 5、バブル信号らしさ算出部 6、パルスインバージョン加算部 7、非線形信号情報算出部 8、画像生成部 9、表示制御部 1 0 および装置制御部 1 2 を部分的にあるいは全体的に 1 つの C P U 等に統合させて構成することもできる。

40

【 0 0 2 9 】

次に、図 5 に示すフローチャートを用いて、実施の形態における超音波診断装置 1 の動

50

作を詳細に説明する。実施の形態において、超音波診断装置 1 は、同一の走査線上に互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスを順次送信し、第 1 の超音波パルスによる受信信号と第 2 の超音波パルスによる受信信号を加算するパルスインバージョン法を用いて、超音波画像を生成する。

【 0 0 3 0 】

まず、ステップ S 1 において、送信部 3 は、互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスを、振動子アレイ 2 を介して同一の走査線上に複数回送信する。この際に、送信部 3 は、第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスの組を同一の走査線上に N 回送信した後に、次の走査線上に第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスの組を N 回送信する。ここで、N は 2 以上の整数である。例えば、送信部 3 は、図 6 に示すように、各走査線 L 1、L 2、L 3、L 4、L 5 上において、第 1 の超音波パルス F P と第 2 の超音波パルス S P を、交互に 4 回ずつ送信している。また、図 6 に示す例においては、時系列に隣り合う第 1 の超音波パルス F P 同士の間隔 P R T 1 と、時系列に隣り合う第 2 の超音波パルス S P 同士の間隔 P R T 1 は、互いに同一である。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 2 において、受信部 4 は、ステップ S 1 で被検体内に送信された第 1 の超音波パルス F P と第 2 の超音波パルス S P に基づいて被検体内で発生した超音波エコーを受信した振動子アレイ 2 から出力される信号により、受信信号を取得する。

【 0 0 3 2 】

続くステップ S 3 において、直交検波部 5 は、ステップ S 2 で取得された受信信号に対して定められた帯域 F B で直交検波を行うことにより、第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号列と第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号列を取得する。この際に、直交検波部 5 は、例えば、図 3 および図 4 に示すように、基本波信号 E 1 の信号強度および 2 次高調信号 E 2 の信号強度と比較して、造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号 E 3 の信号強度が相対的に大きくなるように、且つ、基本波信号 E 1 の信号強度と、2 次高調波信号 E 2 およびバブル信号 E 3 を含む非線形信号の信号強度とが互いに近い値を有するように、直交検波の帯域 F B を設定し、この帯域 F B において直交検波を実行する。

【 0 0 3 3 】

また、第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号列と第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号列は、互いに極性の異なる位相を有している。例えば、第 1 の超音波パルス F P が正の位相を有し、第 2 の超音波パルス S P が負の位相を有している場合に、図 7 に示すように、第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号 P 1、P 3、P 5、P 7、P 9、P 11 を含む I Q 信号列 C 1 は、正の位相を有し、第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号 P 2、P 4、P 6、P 8、P 10、P 12 を含む I Q 信号列 C 2 は、負の位相を有する。

【 0 0 3 4 】

続くステップ S 4 において、バブル信号らしさ算出部 6 は、ステップ S 3 で取得された I Q 信号列 C 1 および C 2 を用いて、バブル信号らしさを表す指標を算出する。例えば、バブル信号らしさ算出部 6 は、ステップ S 3 で得られた I Q 信号により下記式 (1) に示すように自己相関 V T を算出し、下記式 (2) に示すように I Q 信号のパワー P T を算出し、さらに、算出された自己相関 V T およびパワー P T を用いて下記式 (3) に示すように、バブル信号らしさとして、分散値 V S を算出する。

$$V T = [(P_{j+1} \cdot P_j^*)] / (2n - 1) \quad (j = 1, 2, \dots, 2n - 1) \dots (1)$$

$$P T = (| P_k |^2) / (2n) \quad (k = 1, 2, \dots, 2n) \dots (2)$$

$$V S = 1 - (| V T | / P T) \dots (3)$$

【 0 0 3 5 】

ここで、数式 (1) および (2) における n は自然数である。また、I Q 信号の自己相関とは、時系列に異なる 2 つの I Q 信号のうち、時系列において後の I Q 信号と、時系列

10

20

30

40

50

において前の I Q 信号の複素共役との積により計算されるものである。

また、パブル信号らしさの指標値は、信号の大小によらない規格化された値であることが望ましい。規格化の方法については特に限定しないが、ここでは最も単純な方法として、P T で $|V T|$ を除し、パブル信号らしさの指標値が 0 から 1 の範囲に値を有するように、指標値を規格化している。後述する他の指標値の例についても、同様の考えに基づき規格化を行っている。

このようにして算出された分散値 V S が、パブル信号らしさを表す指標値として用いられることができる理由について説明する。

【 0 0 3 6 】

まず、ステップ S 3 で得られた I Q 信号列 C 1 および C 2 において、図 3 および図 4 に示すような 2 次高調波信号 E 2 と造影剤のパブルに起因するパブル信号 E 3 を含む非線形信号の影響が比較的小さく、基本波信号 E 1 および E 4 が支配的である場合には、I Q 信号列 C 1 および C 2 は、例えば、図 8 に示すような I Q 信号により構成される。ここで、図 8 には、超音波エコーにおいて造影剤のパブルの影響が無く、被検体の組織に起因する成分が支配的な場合の I Q 信号が示されており、I Q 信号の例として、3 つの I Q 信号 P 1、P 2、P 3 が示されている。また、実際には、I Q 信号 P 1 と P 3 は互いに異なる大きさおよび位相を有する信号であるが、説明のために、I Q 信号 P 1 および P 3 は互いに等しいとする。

【 0 0 3 7 】

図 8 に示すように、I Q 信号 P 1 および P 3 は、例えば、基本波信号 E 1 に対応する基本波ベクトル G 1 と、被検体の組織に起因する 2 次高調波信号 E 2 等の高次の高調波信号に対応する非線形信号ベクトル H 1 の和で表され、I Q 信号 P 2 は、基本波信号 E 4 に対応する基本波ベクトル G 2 と高次の高調波信号に対応する非線形信号ベクトル H 2 との和で表される。ここで、高次の高調波信号の信号強度は、基本波信号 E 1 の信号強度に対して、例えば 10 分の 1 以下のオーダーを有する等、非常に小さく、非線形信号ベクトル H 1 および H 2 の大きさは、基本波ベクトル G 1 および G 2 の大きさと比較して非常に小さい。

【 0 0 3 8 】

そのため、I Q 信号 P 1 および P 3 は、概ね基本波ベクトル G 1 に等しく、I Q 信号 P 2 は、概ね基本波ベクトル G 2 に等しい。このように、ステップ S 3 で取得された I Q 信号列 C 1 および C 2 において基本波信号 E 1 および E 4 が支配的である場合には、I Q 信号列 C 1 および C 2 のランダム性が低い。また、この際に、I Q 信号 P 1 および P 3 は、I Q 信号 P 2 の位相から I Q 信号 P 1 の位相を減じた位相差 $D A_1$ と、I Q 信号 P 3 の位相から I Q 信号 P 2 の位相を減じた位相差 $D A_2$ は、概ね 180 度近傍の値となる。

【 0 0 3 9 】

そのため、例えば、下記式 (4) に示すように、数式 (1) 中に現れる時系列に隣り合う I Q 信号同士の自己相関を自己相関ベクトル $V T_j$ とすると、自己相関ベクトル $V T_j$ は、図 9 に示すように、概ね 1 方向に向かって延びるベクトルとなる。ここで、図 9 においては、I Q 信号 P 1 および P 2 に基づいて算出された自己相関ベクトル $V T_1$ と、I Q 信号 P 2 および P 3 に基づいて算出された自己相関ベクトル $V T_2$ が示されており、自己相関ベクトル $V T_1$ および $V T_2$ は、それぞれ 180 度近傍の位相 $D A_1$ および $D A_2$ を有している。

$$V T_j = P_{j+1} \cdot P_j^* \quad (j = 1, 2, \dots, 2n-1) \dots (4)$$

【 0 0 4 0 】

このような場合には、数式 (1) に示される自己相関 V T の絶対値と数式 (2) に示されるパワー P T の絶対値との比が、概ね 1 に等しくなるため、数式 (3) に示される分散 V S は、ゼロの近傍の値となる。

【 0 0 4 1 】

次に、ステップ S 3 で得られた I Q 信号列 C 1 および C 2 において、造影剤のパブルに起因する非線形な信号からなるパブル信号 E 3 の影響が比較的大きい場合には、I Q 信号

10

20

30

40

50

列 C 1 および C 2 は、例えば、図 10 に示すような I Q 信号により構成される。ここで、造影剤のバブルに起因するバブル信号 E 3 の信号強度は、組織に起因する 2 次高調波信号 E 2 の信号強度と比べて比較的強いため、図 3 および図 4 に示すような帯域 F B において直交検波がなされることにより、例えば、基本波信号 E 1 および 2 次高調波信号 E 2 の信号強度に対して同程度もしくはそれ以上の信号強度を有するバブル信号 E 3 を含む、I Q 信号が得られる。このような I Q 信号の例として、図 10 には、I Q 信号 P 1、P 2、P 3 が示されている。図 8 と同様に、実際には、I Q 信号 P 1 と P 3 は互いに異なる大きさおよび位相を有する信号であるが、説明のために、I Q 信号 P 1 および P 3 は互いに等しいとする。

【 0 0 4 2 】

図 10 に示すように、I Q 信号 P 1 および P 3 は、例えば、基本波信号 E 1 に対応する基本波ベクトル G 1 と、2 次高調波信号 E 2 およびバブル信号 E 3 を含む非線形信号に対応する非線形信号ベクトル H 1 の和で表され、I Q 信号 P 2 は、基本波信号 E 4 に対応する基本波ベクトル G 2 と 2 次高調波信号 E 2 およびバブル信号 E 3 を含む非線形信号に対応する非線形信号ベクトル H 2 との和で表される。図 10 に示す例では、基本波ベクトル G 1 の大きさと非線形信号ベクトル H 1 の大きさとの比、および、基本波ベクトル G 2 の大きさと非線形信号ベクトル H 2 の大きさとの比は、概ね 1 に等しい。

【 0 0 4 3 】

このような場合には、I Q 信号 P 1 および P 3 は、基本波ベクトル G 1 から大きく離れた信号であり、I Q 信号 P 2 は、基本波ベクトル G 2 から大きく離れた信号である。このように、ステップ S 3 で取得された I Q 信号列 C 1 および C 2 において基本波信号 E 1 および E 4 が支配的ではなく、非線形信号が比較的大きい場合には、I Q 信号のランダム性が高い。また、この際に、I Q 信号 P 2 の位相から I Q 信号 P 1 の位相を減じた位相差 DA_1 と、I Q 信号 P 3 の位相から I Q 信号 P 1 の位相を減じた位相差 DA_2 は、例えば、90 度近傍の値または 270 度近傍の値等の、180 度から離れた値となる。

【 0 0 4 4 】

そのため、数式 (4) に示す自己相関ベクトル VT_j は、例えば図 11 に示すように、概ね反対方向に向かって伸びるベクトルとなる。ここで、図 11 においては、I Q 信号 P 1 および P 2 に基づいて算出された自己相関ベクトル VT_1 と、I Q 信号 P 2 および P 3 に基づいて算出された自己相関ベクトル VT_2 が示されており、自己相関ベクトル VT_1 は、90 度近傍の位相を有しており、 VT_2 は、270 度近傍の位相を有している。

【 0 0 4 5 】

このような場合には、数式 (1) に示される自己相関 VT の計算において、数式 (4) に示される自己相関ベクトル VT_j が概ね相殺されるため、数式 (3) に示される分散 VS は、1 の近傍の値となる。

したがって、分散 VS の値が 1 に近づくほど、ステップ S 3 で取得された I Q 信号列 C 1 および C 2 のランダム性が高くなり、すなわち、I Q 信号列 C 1 および C 2 において造影剤のバブルに起因するバブル信号 E 3 の影響が大きくなるため、I Q 信号列 C 1 および C 2 が造影剤のバブルに起因する信号らしいことがわかる。また、分散 VS の値がゼロに近づくほど、I Q 信号列 C 1 および C 2 のランダム性が低くなり、すなわち、I Q 信号列 C 1 および C 2 において造影剤のバブルに起因するバブル信号 E 3 の影響が小さくなり、基本波信号 E 1 および E 4 の影響が大きくなるため、I Q 信号列 C 1 および C 2 が被検体の組織に起因する信号らしいことがわかる。

【 0 0 4 6 】

ここで、自己相関 VT は、時間的に互いに隣接する I Q 信号対の一方と、他方の複素共役との積により求められるが、これらの I Q 信号に含まれるバブル信号 E 3 の信号強度が基本波信号 E 1 および 2 次高調波信号 E 2 の信号に対して同程度もしくはそれ以上である場合には、このような積の計算において、複素共役となる、第 1 の超音波パルス FP からの超音波エコーに対応する第 1 の I Q 信号と第 2 の超音波パルス SP からの超音波エコーに対応する第 2 の I Q 信号とが交互に入れ替わることにより、算出される位相差 DA_j が

10

20

30

40

50

180度から交互に離れた値を有するという性質が得られている。このような場合には、つまり、自己相関VTを算出する際に、積が計算される第1のIQ信号と第2のIQ信号の順番が周期的に入れ替われば同様の性質が得られるため、IQ信号 P_{j+3} と P_j および P_{j+5} と P_j 等から算出される自己相関でも、同様の結果を得ることができる。

【0047】

このようにして、ステップS4でバブル信号らしさが算出されると、続くステップS5において、パルスインバージョン加算部7は、ステップS3で取得されたIQ信号列C1およびC2を用いて、第1の超音波パルスFPに対応するIQ信号と第2の超音波パルスSPに対応するIQ信号を加算することにより基本波信号E1およびE4が除去された加算信号を取得する。

10

【0048】

例えば、パルスインバージョン加算部7は、図12に示すように、互いに時系列に隣り合い且つ互いに極性の異なるIQ信号を加算することにより、加算信号 $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6$ および b_1, b_2, b_3, b_4, b_5 を算出する。この際に、パルスインバージョン加算部7は、例えば、下記式(5)を用いて加算信号 $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6$ を算出し、下記式(6)を用いて加算信号 b_1, b_2, b_3, b_4, b_5 を算出する。

$$a_m = P_{2m-1} + P_{2m} \quad (m = 1, 2, \dots, n) \dots (5)$$

$$b_q = P_{2q} + P_{2q+1} \quad (q = 1, 2, \dots, n-1) \dots (6)$$

【0049】

20

続くステップS6において、非線形信号情報算出部8は、ステップS5で算出された加算信号 a_m および b_q を用いて、被検体の組織に起因する2次高調波信号E2および被検体に導入された造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号E3を含む非線形信号のパワーおよび速度ベクトルの少なくとも一方を算出する。例えば、非線形信号情報算出部8は、下記式(7)を用いてバブル信号E3のパワーPBを算出し、下記式(8)を用いてバブル信号E3の速度VBを算出することができる。

$$PB = [|a_m|^2 + |b_q|^2] / (2n-1) \\ (m = 1, 2, \dots, n, \quad q = 1, 2, \dots, n-1) \dots (7)$$

$$VB = [(a_{r+1} \cdot a_r^*) + (b_{t+1} \cdot b_t^*)] / (2n-3) \\ (r = 1, 2, \dots, n-2, \quad t = 1, 2, \dots, n-3) \dots (8)$$

30

【0050】

続くステップS7において、画像生成部9は、ステップS6で算出された非線形信号のパワーPBおよび速度VBのうち少なくとも一方と、ステップS4で算出されたバブル信号らしさに基づいて超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部11に表示する。例えば、画像生成部9は、図13に示すように、ステップS6で算出された非線形信号のパワーPBの値を明度変化により表し、バブル信号らしさの指標値を色Bの彩度変化により表す、いわゆるカラーマップにより超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部11に表示することができる。図13に示す例では、パワーPBの値が大きくなるほど明度が大きくなり、バブル信号らしさの指標値が大きくなるほど色Bの彩度が高くなっている。

40

このようにして、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置1の動作が終了する。

【0051】

以上から、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置1によれば、バブル信号らしさ算出部6が、直交検波部5により取得されたIQ信号列C1およびC2から求めた自己相関VTに基づいてバブル信号らしさを算出するため、被検体の組織に起因する信号と、被検体に導入された造影剤のバブルに起因する信号とを容易に且つ短時間に区別することができる。

さらに、算出されたバブル信号らしさの指標値と、非線形信号のパワーPBおよび速度VBのうち一方とに基づいて超音波画像を生成し、この超音波画像を表示部11に表示するため、ユーザが、被検体に導入された造影剤のバブルに起因する信号を容易に把握する

50

ことができる。

【0052】

なお、実施の形態において、バブル信号らしさ算出部6は、数式(3)に示す分散 V_S をバブル信号らしさの指標値として算出しているが、I/Q信号列に基づいて算出された自己相関 V_T を用いた指標値であれば、これに限定されない。例えば、バブル信号らしさ算出部6は、下記式(9)に示すように、数式(3)中に現れる $|V_T|/P_T$ を用いて分散値 V_X を計算することにより、分散値 V_X をバブル信号らしさとして算出することができる。この場合には、分散値 V_X が1に近づくほど、直交検波部5により取得されたI/Q信号列 C_1 および C_2 が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができ、分散値 V_X がゼロに近づくほど、I/Q信号列 C_1 および C_2 が造影剤のバブルに起因する信号らしいと判断することができる。

$$V_X = |V_T| / P_T \quad \dots (9)$$

【0053】

また、例えば、バブル信号らしさ算出部6は、直交検波部5により取得されたI/Q信号列 C_1 および C_2 において、互いに時系列に隣り合うI/Q信号の位相差の分散値を、バブル信号らしさとして算出することもできる。例えば、下記式(10)に示すように、I/Q信号 P_k の実部を X_k 、虚部を Y_k とすると、互いに時系列に隣り合うI/Q信号の位相差 DA_j は、下記式(11)で表される。ここで、下記式(10)における i は、虚数単位を表す。

$$P_k = X_k + i Y_k \quad (k = 1, 2, \dots, 2n) \quad \dots (10)$$

$$DA_j = \tan^{-1} [(Y_{j+1} X_j - X_{j+1} Y_j) / (X_{j+1} X_j + Y_{j+1} Y_j)] \quad (j = 1, 2, \dots, 2n-1) \quad \dots (11)$$

【0054】

さらに、バブル信号らしさ算出部6は、下記式(12)に示すように、数式(11)により算出された位相差 DA_j の分散値 V_{S1} をバブル信号らしさの指標値として算出することができる。ここで、下記式(12)における $E(DA_j)$ は、位相差 DA_j の算術平均である。図9に示すように、非線形な信号からなるバブル信号E3の影響が小さい場合には、それぞれの DA_j は概ね互いに等しくなるため、 V_{S1} はゼロに近づく。一方、図11に示すように、非線形な信号からなるバブル信号E3の影響が大きい場合には、 DA_j と DA_{j+1} は互いに離れた値となるため、 V_{S1} はゼロよりも有意に大きな値となる。よって、分散値 V_{S1} が1に近づくほど、直交検波部5により取得されたI/Q信号列 C_1 および C_2 が造影剤のバブルに起因する信号らしいと判断することができ、分散値 V_{S1} がゼロに近づくほど、I/Q信号列 C_1 および C_2 が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができる。また、自己相関 V_T と同様の考え方により、 P_{j+3} と P_j および P_{j+5} と P_j 等から算出される位相差でも同様の結果を得ることができる。

$$V_{S1} = 1 - [E(DA_j)^2 / \{ DA_j^2 / (2n-1) \}] \quad (j = 1, 2, \dots, 2n-1) \quad \dots (12)$$

【0055】

また、例えば、バブル信号らしさ算出部6は、下記式(13)に示すように、数式(12)中に現れる分散値 V_{X1} を、バブル信号らしさとして算出することもできる。この場合には、分散値 V_{X1} が1に近づくほど、直交検波部5により取得されたI/Q信号列 C_1 および C_2 が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができ、分散値 V_{X1} がゼロに近づくほど、造影剤のバブルに起因する信号らしいと判断することができる。

$$V_{X1} = [E(DA_j)^2 / \{ DA_j^2 / (2n-1) \}] \quad (j = 1, 2, \dots, 2n-1) \quad \dots (13)$$

【0056】

また、例えば、バブル信号らしさ算出部6は、下記式(14)に示すように、直交検波部5により取得されたI/Q信号列 C_1 および C_2 の振幅の分散値 V_{S2} を、バブル信号らしさの指標値として算出することができる。ここで、下記式(14)における $E(|P_k|)$ は、I/Q信号 P_k の絶対値すなわち振幅の算術平均である。図8に示すように、非線

10

20

30

40

50

形な信号からなるパブル信号 E 3 の影響が小さい場合には、それぞれの $|P_k|$ は概ね互いに等しくなるため、 $V S 2$ はゼロに近づく。一方、図 1 0 に示すように、非線形な信号からなるパブル信号 E 3 の影響が大きい場合には、 $|P_k|$ と $|P_{k+1}|$ は互いに離れた値となるため、 $V S 2$ はゼロよりも有意に大きな値となる。よって、分散値 $V S 2$ が 1 に近づくほど、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列 C 1 および C 2 が造影剤のパブルに起因する信号らしいと判断することができ、分散値 $V S 2$ がゼロに近づくほど、I Q 信号列 C 1 および C 2 が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができる。

$$V S 2 = 1 - [E (| P_k |) ^ 2 / \{ | P_k | ^ 2 / (2 n - 1) \}] \quad (k = 1, 2, \dots, 2 n) \dots (1 4)$$

【 0 0 5 7 】

また、例えば、パブル信号らしさ算出部 6 は、下記式 (1 5) に示すように、数式 (1 4) 中に現れる分散値 $V X 2$ を、パブル信号らしさの指標値として算出することもできる。この場合には、分散値 $V X 2$ が 1 に近づくほど、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列 C 1 および C 2 が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができ、分散値 $V X 2$ がゼロに近づくほど、造影剤のパブルに起因する信号らしいと判断することができる。

$$V X 2 = [E (| P_k |) ^ 2 / \{ | P_k | ^ 2 / (2 n - 1) \}] \quad (k = 1, 2, \dots, 2 n) \dots (1 5)$$

【 0 0 5 8 】

また、実施の形態において画像生成部 9 により生成される超音波画像の表示例として、図 1 3 に示すような、パブル信号 E 3 のパワー P B の値とパブル信号らしさとに基づく超音波画像を示しているが、画像生成部 9 により生成される超音波画像は、これに限定されない。例えば、画像生成部 9 は、図 1 3 に示す超音波画像の表示例において、パブル信号らしさの指標値が一定の値よりも大きい箇所のみ色 B を用いて表示し、パブル信号らしさの指標値が一定の値よりも小さい箇所については色 B を用いた表示を行わないで、パワー P B の値をグレースケールにより表示することができる。

【 0 0 5 9 】

また、画像生成部 9 は、例えば、図 1 4 に示すように、被検体の組織に起因する 2 次高調波信号 E 2 および被検体に導入された造影剤のパブルに起因する非線形な信号からなるパブル信号 E 3 を含む非線形信号の速度 V B の位相の極性に応じて色 B 1 および色 B 2 の一方を選択し、パワー P B の値を明度変化により表し、パブル信号らしさの指標値を色 B 1 および色 B 2 の彩度変化により表した超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部 1 1 に表示することができる。図 1 4 に示す例では、パワー P B の値が大きくなるほど明度が大きくなり、速度 V B の位相が正の領域においては、パブル信号らしさの指標値が大きくなるほど色 B 1 の彩度が高くなり、速度 V B の位相が負の領域においては、パブル信号らしさの指標値が大きくなるほど色 B 2 の彩度が高くなっている。

【 0 0 6 0 】

また、画像生成部 9 は、例えば、非線形信号の速度 V B の位相の値とパブル信号らしさの指標値とに基づいて超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部 1 1 に表示することもできる。例えば、この際に、画像生成部 9 は、図 1 4 に示す例と同様に、速度 V B の位相の極性に応じて色 B 1 および色 B 2 の一方を選択し、速度 V B の位相の絶対値を明度変化により表し、パブル信号らしさの指標値を色 B 1 および色 B 2 の彩度変化により表した超音波画像を生成することができる。

【 0 0 6 1 】

また、画像生成部 9 は、非線形信号のパワー P B および速度 V B のうち少なくとも一方に基づいて超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部 1 1 に表示することもできる。例えば、画像生成部 9 は、図示しないが、パワー P B が大きいほど明度が大きくなるようなグレースケールにより超音波画像を生成することができる。

【 0 0 6 2 】

また、画像生成部 9 は、非線形信号のパワー P B および速度 V B のうち少なくとも一方

10

20

30

40

50

に基づいて超音波画像を生成する場合に、バブル信号らしさの指標値を超音波画像に重畳して、または、並べて表示部 11 に表示することができる。この際に、例えば、画像生成部 9 は、図示しないが、操作部 14 を介してユーザにより指定された超音波画像上の位置に対応するバブル信号らしさの指標値を、表示部 11 に表示することができる。また、この際に、例えば、操作部 14 を介してユーザが操作することができるカーソルを表示部 11 に表示させておき、このカーソルにより、操作部 14 を介してユーザが超音波画像上の位置を指定することができる。

なお、超音波診断装置 1 に表示部 11 とは異なるディスプレイを設け、このディスプレイにバブル信号らしさの指標値を表示することもできる。

【0063】

また、図示しないが、超音波画像装置 1 に B モード画像を生成するための B モード処理部を設けることにより、被検体の断層画像を表す B モード画像上に、非線形信号のパワー P B および速度 V B、ならびに、バブル信号らしさを画像化して表示部 11 に重畳表示させることができる。また、被検体の断層画像を表す B モード画像に並べて、非線形信号のパワー P B および速度 V B、ならびに、バブル信号らしさを画像化して表示部 11 に表示させることもできる。

【0064】

また、実施の形態において、パルスインバージョン加算部 7 は、時系列に隣り合う第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号と、第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号を加算しているが、時系列に隣り合わない任意の組み合わせにより、第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号と、第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号とを加算することもできる。しかしながら、時系列に隣り合う第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号と、第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号を加算する方が、被検体の組織の動きの影響が少ないため、好ましい。

【0065】

また、パルスインバージョン加算部 7 は、数式 (5) を用いて加算信号 a_m を算出し、数式 (6) を用いて加算信号 b_q を算出しているが、加算信号 a_m および b_q のうち、一方のみを算出することもできる。

【符号の説明】

【0066】

1 超音波診断装置、2 振動子アレイ、3 送信部、4 受信部、5 直交検波部、6 バブル信号らしさ算出部、7 パルスインバージョン加算部、8 非線形信号情報算出部、9 画像生成部、10 表示制御部、11 表示部、12 装置制御部、13 格納部、14 操作部、15 プロセッサ、16 増幅部、17 AD変換部、18 ビームフォーマ、 $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, b_1, b_2, b_3, b_4, b_5$ 加算信号、 B, B_1, B_2 色、 C_1, C_2 I Q 信号列、 DA_1, DA_2 位相差、 E_1, E_4 基本波信号、 E_2 2次高調波信号、 E_3 バブル信号、FB 帯域、FP 第 1 の超音波パルス、 G_1, G_2 基本波ベクトル、 H_1, H_2 非線形信号ベクトル、 VT_1, VT_2 自己相関ベクトル、 L_1, L_2, L_3, L_4, L_5 走査線、 $P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, P_6, P_7, P_8, P_9, P_{10}, P_{11}, P_{12}$ I Q 信号、PR T 1 時間間隔、SP 第 2 の超音波パルス。

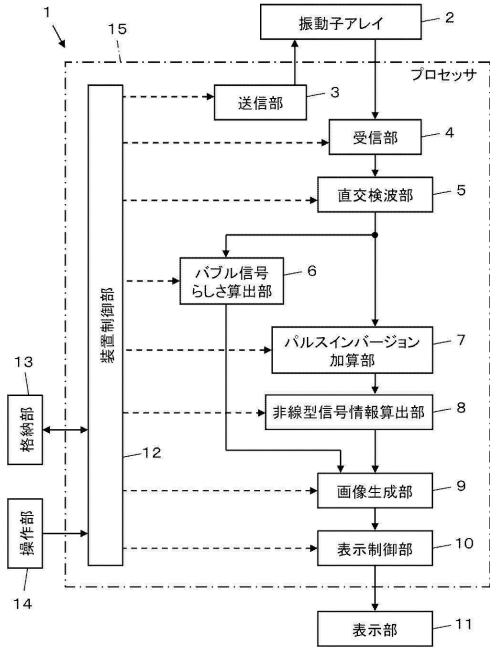
10

20

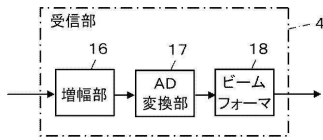
30

40

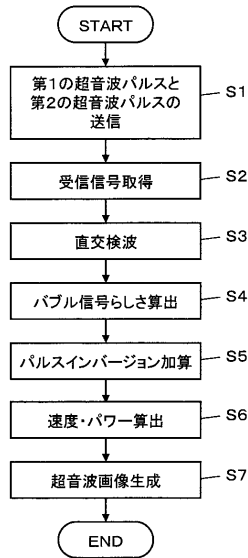
【図1】



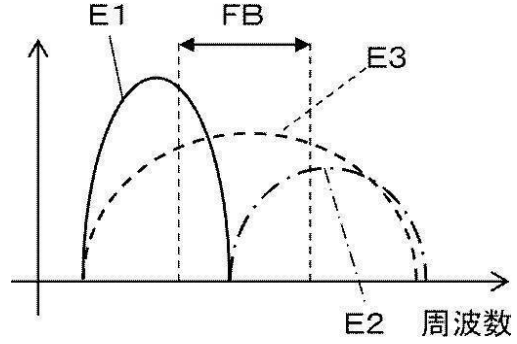
【図2】



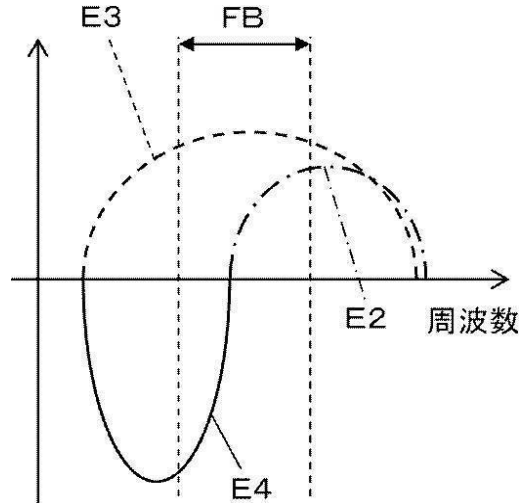
【図5】



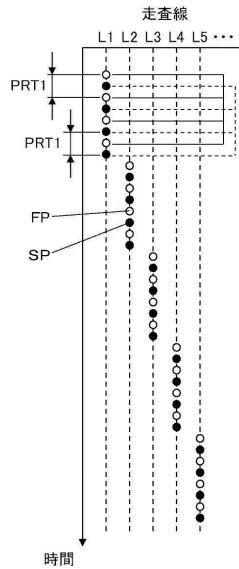
【図3】



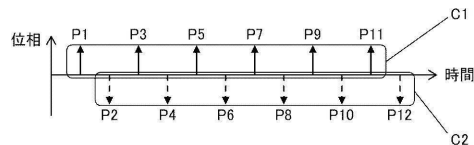
【図4】



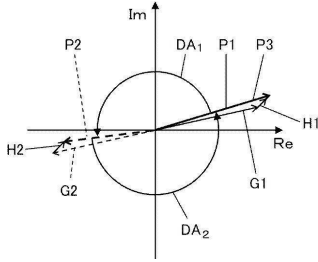
【図6】



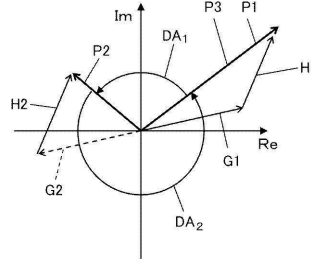
【図7】



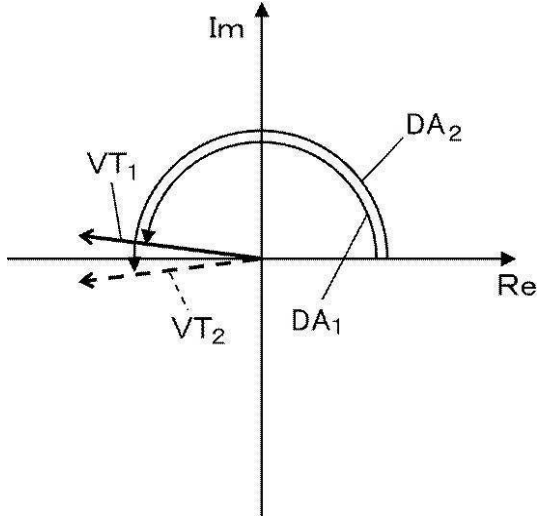
【図 8】



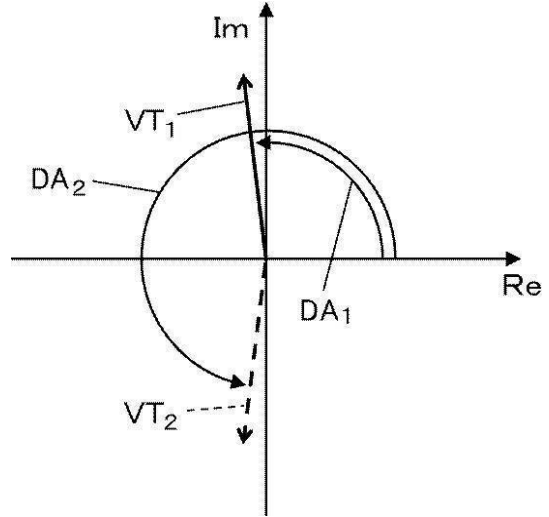
【図 10】



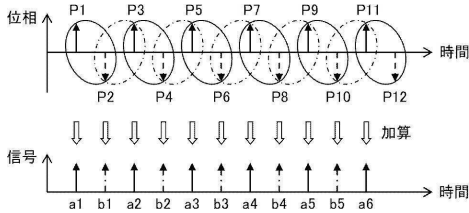
【図 9】



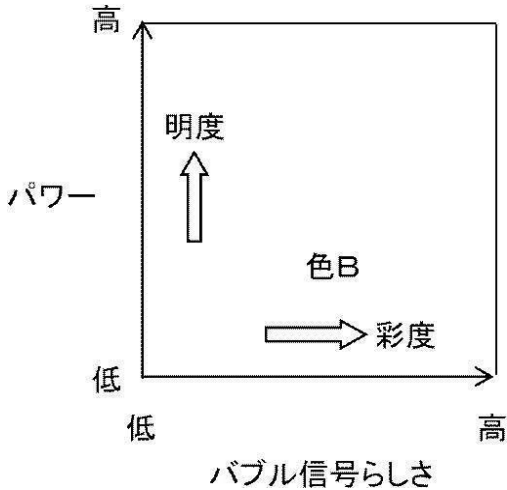
【図 11】



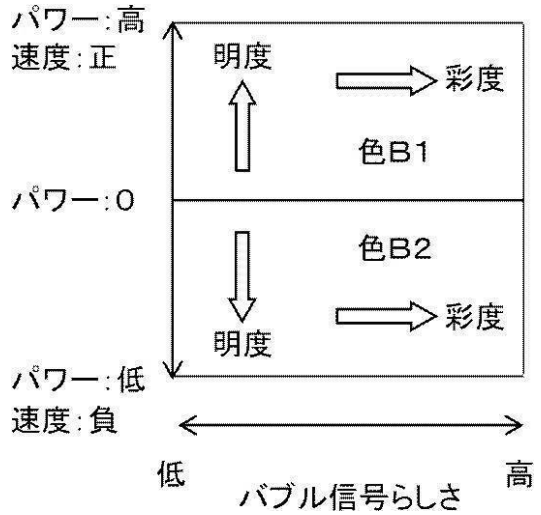
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-102726(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0298709(US,A1)
特開2001-258886(JP,A)
米国特許出願公開第2008/027338(US,A1)
特開2006-326178(JP,A)
特開2014-171755(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15