

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-200514

(P2012-200514A)

(43) 公開日 平成24年10月22日(2012.10.22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-70036 (P2011-70036)
(22) 出願日 平成23年3月28日 (2011.3.28)

(71) 出願人 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 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(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 田辺 剛
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
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB07 BB08 BB21 BB27
EE04 GB04 HH15 HH16 JC20

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

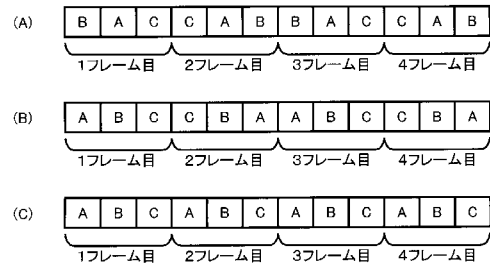
(57) 【要約】

【課題】空間コンパウンドにおける超音波の送受信制御を容易にできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】異なる方向に超音波の送受信を行い、送受信方向の異なる複数の超音波画像を合成して1つの合成超音波画像とする空間コンパウンドを行なう際に、時間的に隣接する合成超音波画像で連続する超音波画像の送受信方向を一致することにより、前記課題を解決する。

。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーを受信して受信した超音波に応じた受信信号を出力する圧電素子ユニットを有する超音波プローブと、

前記超音波プローブが出力した受信信号に応じた超音波画像を生成する診断装置本体とを有し、

前記診断装置本体は、複数の前記超音波画像を合成して1つの合成超音波画像を生成する機能を有し、また、前記超音波プローブは、前記診断装置本体が合成超音波画像の生成する際には、超音波の送受信方向が互いに異なる複数種類の超音波の送受信を行い、

かつ、前記超音波プローブは、時間的に隣接する前記合成超音波画像では、連続する超音波画像の超音波の送受信方向を一致して、前記複数種類の超音波の送受信を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記プローブが、前記圧電素子ユニットによる超音波の送信を制御する送信制御手段、および、前記圧電素子ユニットが出力した受信信号の処理を行なう信号処理手段を有する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記診断装置本体および超音波プローブの少なくとも一方が、前記合成超音波画像を生成するために合成する超音波画像の数を選択する選択手段を有する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

時間的に連続する所定数の前記合成超音波画像において、1以上の合成超音波画像が、合成する超音波画像の数が他と異なる請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

時間的に連続する所定数の前記合成超音波画像において、1以上の合成超音波画像が、超音波画像の前記超音波送受信の種類組み合わせが他と異なる請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記時間的に隣接する合成超音波画像において、合成する超音波画像を共用することで、前記連続する超音波画像の超音波の送受信方向を一致させる請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、空間コンパウンドにおける超音波送受信の制御を簡易にできる超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。

一般に、この種の超音波診断装置は、超音波プローブ（超音波探触子 以下、プローブとする）と、診断装置本体とを有しており、プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーをプローブで受信して、その受信信号を診断装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

40

【0003】

このような超音波診断装置において、超音波画像の画質を劣化させる要因として、いわゆるスペckル（スペckルノイズ/スペckルパターン）が知られている。スペckルとは、被検体内に存在する超音波の波長より小さな無数の散乱源によって、散乱波が生じ、この散乱波が互いに干渉することによって生じる、白い点状のノイズである。

【0004】

超音波診断装置において、このようなスペckルを低減させる方法として、特許文献 1

50

や特許文献 2 に開示されるような、空間コンパウンドが知られている。

空間コンパウンドとは、図 7 に概念的に示すように、圧電素子ユニット 100 から、被検体に対して方向（走査角度）が互いに異なる複数種類（複数方向）の超音波の送受信を行い、この複数種類の送受信によって得られた複数の超音波画像を合成することにより、1 つの合成超音波画像を生成する技術である。

【0005】

具体的には、図 7 に示す例においては、通常の超音波画像の生成と同様の超音波の送受信（通常の送受信）、通常に対して角度を傾けた方向の超音波の送受信、および、通常に対して角度を - 傾けた方向の超音波の送受信の、3 種類（3 方向）の超音波の送受信を行なう。

この通常の送受信で得られた超音波画像 A（実線）、角度を傾けた送受信で得られた超音波画像 B（破線）、および、角度を - 傾けた送受信で得られた超音波画像 C（一点鎖線）を合成することで、実線で示す超音波画像 A の領域の合成超音波画像を生成する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2005 - 58321 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 70786 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

前述のように、このような空間コンパウンドによれば、スペックルを低減した超音波画像が得られる。

その反面、合成超音波画像を生成するための各超音波画像毎に、超音波の送受信方向を変更する必要があるため、超音波の送受信制御が複雑になってしまうという問題がある。

【0008】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解決することにより、空間コンパウンドによる超音波画像（合成超音波画像）の生成を行なう際に、超音波の送受信方向の切り替え制御を低減でき、これにより、空間コンパウンドを行なう際の超音波の送受信制御を簡略化できる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーを受信して受信した超音波に応じた受信信号を出力する圧電素子ユニットを有する超音波プローブと、前記超音波プローブが出力した受信信号に応じた超音波画像を生成する診断装置本体とを有し、前記診断装置本体は、複数の前記超音波画像を合成して 1 つの合成超音波画像を生成する機能を有し、また、前記超音波プローブは、前記診断装置本体が合成超音波画像の生成する際には、超音波の送受信方向が互いに異なる複数種類の超音波の送受信を行い、かつ、前記超音波プローブは、時間的に隣接する前記合成超音波画像では、連続する超音波画像の超音波の送受信方向を一致して、前記複数種類の超音波の送受信を行なうことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0010】

このような本発明の超音波診断装置において、前記プローブが、前記圧電素子ユニットによる超音波の送信を制御する送信制御手段、および、前記圧電素子ユニットが出力した受信信号の処理を行なう信号処理手段を有するのが好ましい。

また、前記診断装置本体および超音波プローブの少なくとも一方が、前記合成超音波画像を生成するために合成する超音波画像の数を選択する選択手段を有するのが好ましい。

また、時間的に連続する所定数の前記合成超音波画像において、1 以上の合成超音波画像が、合成する超音波画像の数が他と異なるのが好ましい。

また、時間的に連続する所定数の前記合成超音波画像において、1 以上の合成超音波画

10

20

30

40

50

像が、超音波画像の前記超音波送受信の種類組み合わせが他と異なるのが好ましい。

さらに、前記時間的に隣接する合成超音波画像において、合成する超音波画像を共用することで、前記連続する超音波画像の超音波の送受信方向を一致させるのが好ましい。

【発明の効果】

【0011】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、超音波の送受信方向が異なる複数の超音波画像を合成する空間コンパウンドを行なう際に、超音波の送受信方向の切り替えの頻度を低減することができる。

そのため、本発明によれば、空間コンパウンドを行なう際の超音波の送受信制御を簡略化することができる。従って、例えば、超音波プローブに超音波の送受信制御を行なう機能が組み込まれた超音波診断装置であれば、空間コンパウンドを行なう際における超音波プローブの負担を、低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の超音波診断装置を概念的に示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置で行なう空間コンパウンドを説明するための概念図である。

【図3】(A)および(B)は、図1に示す超音波診断装置で行なう空間コンパウンドの一例を説明するための概念図で、(C)は、通常の空間コンパウンドを説明するための概念図である。

【図4】(A)および(B)は、本発明の超音波診断装置で行なう空間コンパウンドの別の例を説明するための概念図である。

【図5】(A)および(B)は、本発明の超音波診断装置で行なう空間コンパウンドの別の例を説明するための概念図である。

【図6】(A)および(B)は、本発明の超音波診断装置で行なう空間コンパウンドの別の例を説明するための概念図である。

【図7】空間コンパウンドを説明するための概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の超音波診断装置について、添付の図面に示される好適実施例を基に、詳細に説明する。

【0014】

図1に、本発明の超音波診断装置の一例をブロック図で概念的に示す。

図1に示す超音波診断装置10は、超音波プローブ(超音波探触子)12と、この超音波プローブ12と無線通信で接続される診断装置本体14とを有して構成される。

【0015】

超音波プローブ12(以下、プローブ12とする)は、被検体に超音波を送信して、被検体によって反射された超音波エコーを受信し、受信した超音波エコーに応じた超音波画像号を出力するものである。

本発明において、プローブ12の種類には、特に限定はなく、コンベックス型、リニア型、セクタ型等の各種の形式が利用可能である。また、体外式プローブでもよいし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでもよい。さらに、プローブ12は、ハーモニクイメーキングに対応する、送信した超音波の二次以上の高調波を受信するための超音波振動子を有するものであってもよい。

【0016】

プローブ12は、超音波の送受信を行なう(超音波)トランスデューサ18を、一次元的もしくは二次元的に配列してなる圧電素子ユニット16を有する。また、圧電素子ユニット18には、個別信号処理部20aを有する信号処理部20が接続される。

個別信号処理部20aは、圧電素子ユニット16のトランスデューサ18の個々に対応して接続される。また、個別信号処理部20aには、パラレル/シリアル変換部24を介

10

20

30

40

50

して無線通信部 26 が接続されている。さらに、無線通信部 26 には、アンテナ 28 が接続される。

また、各トランスデューサ 18 には、送信駆動部 30 を介して送信制御部 32 が接続され、各個別信号処理部 20 a は受信制御部 34 が接続され、無線通信部 26 に通信制御部 36 が接続されている。そして、パラレル/シリアル変換部 24、送信制御部 32、受信制御部 34 および通信制御部 36 に、プローブ制御部 38 が接続されている。

【0017】

なお、プローブ 12 には、図示を省略するバッテリーが内蔵されており、このバッテリーから、各部位に駆動のための電力が供給される。

【0018】

圧電素子ユニット 16 は、超音波を被検体に送信し、被検体に反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じた電気信号を出力するトランスデューサ 18 を一次元的もしくは二次元的に配列して、バッキング層、音響整合層および音響レンズを積層してなる、公知のものである。

【0019】

トランスデューサ 18 は、例えば、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) や PVDf (ポリフッ化ビニリデン) 等からなる圧電体の両端に電極を形成した超音波振動子である。

超音波振動子の電極に、パルス状または連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮して、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波が発生して、それぞれの超音波の合成により、超音波ビームが形成される。

また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、この電気信号が超音波の受信信号として出力される。

【0020】

トランスデューサ 18 は、送信駆動部 30 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、電気信号 (受信信号) に変換して別信号処理部 20 a に出力する。

送信駆動部 30 は、デジタル/アナログコンバータ、ローパスフィルタ、アンプ、パルサ等を有して構成され、駆動電圧を各トランスデューサ 18 (超音波振動子) に供給することにより、超音波振動子を振動させて、超音波を送信させる。

また、送信駆動部 30 は、送信制御部 32 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ 18 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、それぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数のトランスデューサ 18 に供給する。

【0021】

圧電素子ユニット 16 の各トランスデューサ 18 には、信号処理部 20 の個別信号処理部 20 a が接続される。

個別信号処理部 20 a は、LNA (Low-Noise Amplifier)、VCA (Voltage-Controlled Attenuator)、PGA (Programmable Gain Amplifier)、ローパスフィルタ、アナログ/デジタルコンバータ等からなる AFE (Analog Front End) を有する。個別信号処理部 20 a は、受信制御部 34 による制御の下、対応するトランスデューサ 18 から出力される受信信号を AFE で処理して、デジタルの受信信号に変換する。さらに、個別信号処理部 20 a では、このデジタルの受信信号に、直交検波処理または直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル/シリアル変換部 24 に供給する。

パラレル/シリアル変換部 24 は、複数チャンネルの個別信号処理部 20 a によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルサンプルデータに変換する。

【0022】

ここで、超音波診断装置 10 は、互いに方向が異なる超音波の送受信によって得られた複数の超音波画像を合成して、合成超音波画像を生成する、空間コンパウンドを行なう機能を有している。

10

20

30

40

50

一例として、超音波診断装置 10 は、空間コンパウンドにおいて 3 つの超音波画像を合成する。これに応じて、受信制御部 34 および送信制御部 32 は、空間コンパウンドを行なう際には、前記合成する超音波画像の数に応じた、互いに送受信の方向が異なる、3 種類 (3 方向) の超音波の送受信を行なうように、送信駆動部 30 および各個別信号処理部 20a の駆動を制御する。

この点に関しては、後に詳述する。

【0023】

無線通信部 26 は、シリアルサンプルデータに基づいてキャリアを変調して伝送信号を生成し、伝送信号をアンテナ 28 に供給してアンテナ 28 から電波を送信することにより、シリアルサンプルデータを送信する。

変調方式としては、例えば、ASK (Amplitude Shift Keying)、PSK (Phase Shift Keying)、QPSK (Quadrature Phase Shift Keying)、16QAM (16 Quadrature Amplitude Modulation) 等が用いられる。

無線通信部 26 は、診断装置本体 14 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 14 に送信すると共に、診断装置本体 14 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 36 に出力する。通信制御部 36 は、プローブ制御部 38 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 26 を制御すると共に、無線通信部 26 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 38 に出力する。

【0024】

無線通信部 26 は、アンテナ 28 によって、診断装置本体 14 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 14 に送信すると共に、診断装置本体 14 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 36 に出力する。

通信制御部 36 は、プローブ制御部 38 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 26 を制御すると共に、無線通信部 26 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 38 に出力する。

【0025】

プローブ制御部 38 は、診断装置本体 14 から送信される各種の制御信号に基づいて、プローブ 12 の各部の制御を行う。

【0026】

前述のように、本発明の超音波診断装置 10 は、空間コンパウンドによる画像 (合成超音波画像) を生成する機能を有する。

周知のように、空間コンパウンドとは、被検体に対して、超音波の送受信の方向 (走査角度 / 走査方向) が互いに異なる、複数種類 (複数方向) の超音波の送受信 (以下、「送受信とする」) を行い、この複数種類の送受信によって得られた超音波画像を合成することにより、1 つの合成超音波画像を生成する技術である。このような空間コンパウンドを行なうことで、超音波画像において、スペックルを低減することができる。

【0027】

図示例の超音波診断装置 10 においては、空間コンパウンドを行なうために、一例として、図 2 に概念的に示すように、通常の超音波画像を得る場合と同様の送受信 (主画像を得るための超音波の送受信 以下、通常の送受信とする)、通常の送受信に対して、送受信の方向を角度 傾けた送受信 (角度 偏向した送受信 / 角度 をステアリングさせた送受信)、および、通常の送受信に対して、送受信の方向を角度 - 傾けた送受信の、3 種類の送受信が設定されている。

プローブ 12 の送信制御部 32 および受信制御部 34 は、空間コンパウンドを行なう際には、このような複数種類の超音波の送受信を、所定の順番で行なうように、送信駆動部 30 および各個別信号処理部 20a の駆動を制御する。

【0028】

以下、便宜的に、通常の送受信を「画像 A の送受信」とし、通常の送受信に対して角度を 傾けた送受信を「画像 B の送受信」とし、通常の送受信に対して角度を - 傾けた送

10

20

30

40

50

受信を「画像Cの送受信」とする。

【0029】

また、診断装置本体14（後述する画像合成部80）は、各フレームで行なわれた送受信の種類数に応じて、画像Aの送受信で得られた主画像である超音波画像A（実線）、画像Bの送受信で得られた超音波画像B（破線）、および、画像Cの送受信で得られた超音波画像C（一点鎖線）の、1個～3個の超音波画像を合成して、超音波画像Aの領域の合成超音波画像を生成する。

【0030】

図示例において、空間コンパウンドを行なう際には、一例として、この画像Aの送受信～画像Cの送受信の、3種類から選択された、1種類～3種類の所定種類数の超音波の送受信を、1つの合成超音波画像を得るための1つのフレーム（単位）として、フレームを連続するように送受信を行なう。

10

なお、後に詳述するが、本発明においては、空間コンパウンドを行なう際における各フレームの超音波送受信の種類数は、全てのフレームで同じでもよく、送受信の種類数が異なるフレームが混在してもよい。すなわち、本発明において、空間コンパウンドを行なう際には、全ての合成超音波画像で合成する超音波画像の数が同じでもよく、あるいは、合成する超音波画像の数が異なる合成超音波画像が混在してもよい。

【0031】

本発明において、空間コンパウンドを行なうために設定されている超音波送受信の種類数、すなわち合成する超音波画像の最大数は、3に限定はされず、2でもよく、あるいは、4以上であってもよい。

20

また、このような方向が異なる（超音波）送受信の方法は、図2に概念的に示すような、超音波送受信の遅延による方法に限定はされず、例えば前記特許文献1や特許文献2に記載される方法など、公知の方法が、各種、利用可能である。

さらに、図示例では、リニア型を例に説明をしているが、本発明は、コンベックス型やセクタ型等の各種の形式のプロープに利用可能であるのは、前述のとおりである。

【0032】

前述のように空間コンパウンドを行なう際には、互いに超音波の送受信方向が異なる複数種の超音波の送受信を1つのフレームとして、1フレームの送受信を繰り返し行なう。

ここで、通常空間コンパウンドでは、各フレームにおいて、送受信方向が異なる各種種類の超音波の送受信は、同じ順番で行なわれる。すなわち、図示例のように、画像A、画像Bおよび画像Cの送受信を行なう場合には、図3（C）に概念的に示すように、1フレームを、例えば、「画像Aの送受信 画像Bの送受信 画像Cの送受信」として、このフレームを繰り返すように超音波の送受信を行なう。従って、通常空間コンパウンドでは、各画像の送受信を行なう毎に、送受信の方向を変更する必要がある。

30

【0033】

これに対し、本発明の超音波診断装置10においては、空間コンパウンドを行なう際には、プロープ12は、時間的に隣接するフレーム（合成超音波画像）において、連続する超音波画像は、超音波の送受信方向を一致させる。すなわち、時間的に隣接する2つの合成超音波画像では、連続する超音波画像の超音波送受信方向を一致させる。

40

言い換えれば、本発明の超音波診断装置10においては、時間的に隣接する2つのフレームにおいて、前のフレームの最後の送受信と、次のフレームの最初の送受信とで、超音波の送受信方向を一致させる。

【0034】

例えば、図3（A）に概念的に示すように、1フレーム目は「画像Bの送受信 画像Aの送受信 画像Cの送受信」、2フレーム目は「画像Cの送受信 画像Aの送受信 画像Bの送受信」、3フレーム目は1フレーム目と同様に「画像Bの送受信 画像Aの送受信 画像Cの送受信」、4フレーム目は2フレーム目と同様に「画像Cの送受信 画像Aの送受信 画像Bの送受信」……のように、「画像Bの送受信（以下、送受信は省略） 画像A 画像C」を行なうフレームと「画像C 画像A 画像B」を行なうフレームとを

50

、交互に繰り返す。

【0035】

あるいは、図3(B)に概念的に示すように、1フレーム目は「画像A 画像B 画像C」、2フレーム目は「画像C 画像B 画像A」、3フレーム目は1フレーム目と同様に「画像A 画像B 画像C」、4フレーム目は2フレーム目と同様に「画像C 画像B 画像A」……のように、「画像A 画像B 画像C」を行なうフレームと「画像C 画像B 画像A」を行なうフレームとを、交互に繰り返す。

【0036】

本発明においては、このように、空間コンパウンドを行なう際に、時間的に隣接するフレームにおいて、連続する超音波の送受信の方向を一致させる。すなわち、空間コンパウンドで生成する、時間的に隣接する合成超音波画像において、連続する超音波画像は同じ方向の送受信による画像とする。

そのため、隣接するフレーム間において、超音波の送受信方向を切り換える必要がなくなり、送受信方向を変えるための遅延の制御の変更など、送信駆動部30および各個別信号処理部20aにおける超音波送受信の制御を、簡略化することができる。従って、図示例の超音波診断装置10であれば、空間コンパウンドを行なう際におけるプローブ12の負担を、軽減することができる。

【0037】

本発明の超音波診断装置10において、空間コンパウンドは、1フレームにおいて、必ずしも、設定された全ての種類の超音波の送受信を行なうのに限定はされず、設定数以下であれば、任意の送受信の種類数で1フレームを形成してよい。

言い換えれば、本発明は、空間コンパウンドにおいて、必ずしも、設定された最大数の超音波画像を合成するのに、限定はされない。

【0038】

図示例の超音波診断装置10であれば、空間コンパウンドを行なう際に、1フレームで行なう超音波送受信の種類数は、3種類に限定はされず、隣接するフレームで連続する超音波の送受信の方向が一致していれば、2種類であってもよい。すなわち、空間コンパウンドにおいて、1フレームで合成する超音波画像の数は、2画像であってもよい。

3画像合成と2画像合成とは、例えば、3画像を合成する高画質モードと、2画像を合成する通常画質モードのように、空間コンパウンドを行なう際におけるモードとして設定しておき、後述する操作部72等を用いて、GUI(Graphical User Interface)等の公知の方法で選択できるようにしてもよい。若しくは、プローブ12に切り替えスイッチ等の選択手段を設けてもよい。このようなモードに関しては、後述する図5や図6に示す例も同様である。

【0039】

一例として、図4(A)に概念的に示すように、画像A(主画像)の送受信を行なわず、1フレーム目は「画像B 画像C」、2フレーム目は「画像C 画像B」、3フレーム目は1フレーム目と同様に「画像B 画像C」、4フレーム目は2フレーム目と同様に「画像C 画像B」……のように、「画像B 画像C」を行なうフレームと「画像C 画像B」を行なうフレームとを、交互に繰り返してもよい。

【0040】

また、図示例の超音波診断装置10において、2つの超音波画像によって空間コンパウンドを行なう場合には、送受信の種類数の組み合わせが異なるフレームが混在してもよい。

すなわち、設定された数よりも少ない種類数の送受信で空間コンパウンドを行なう場合には、送受信の種類数の組み合わせが異なるフレームが混在してもよい。言い換えれば、空間コンパウンドにおいて、設定された最大数よりも超音波画像の合成数が少ない場合には、送受信方向の種類が異なる超音波画像を合成した合成超音波画像が混在してもよい。

例えば、図4(B)に概念的に示すように、1フレーム目は「画像A 画像B」、2フレーム目は「画像B 画像A」、3フレーム目は「画像A 画像C」、4フレーム目は「画像C 画像A」として、この1フレーム目から4フレーム目までを、繰り返し行なうよ

10

20

30

40

50

うにしてもよい。

【0041】

本発明においては、空間コンパウンドを行なう際に、時間的に隣接するフレームで連続する超音波の送受信の方向を一致していれば、時間的に連続する所定数のフレームにおいて、送受信の種類数（合成する超音波画像の数）が異なるフレームが混在してもよい。

すなわち、本発明においては、空間コンパウンドで、フレームレートが異なるフレームが混在していてもよい。

【0042】

例えば、図5（A）に概念的に示すように、1フレーム目は「画像B 画像A 画像C」、2フレーム目は「画像C 画像A 画像B」、3フレーム目は送受信を2種類として「画像B 画像C」、4フレーム目も送受信を2種類として「画像C 画像B」とし、この1フレーム目から4フレーム目までを、繰り返し行なうようにしてもよい。

あるいは、図5（B）に概念的に示すように、1フレーム目は「画像A 画像B 画像C」、2フレーム目は「画像C 画像B 画像A」、3フレーム目は送受信を2種類として「画像A 画像C」、4フレーム目も送受信を2種類として「画像C 画像B」、5フレーム目も2種類として「画像B 画像A」、6フレーム目および7フレーム目は送受信を1種類（合成を行わない）として「画像A」のみとし、この1フレーム目から7フレーム目までを、繰り返し行なうようにしてもよい。

なお、時間的に連続する所定数のフレームは、上記4フレームおよび7フレームに限定はされず、5～6フレームでも8フレーム以上でもよい。また、1種類の超音波の送受信しか行なわないフレームは、主画像である画像Aの送受信を行なうのが好ましい。

【0043】

さらに、本発明の超音波診断装置10においては、時間的に隣接するフレームにおいて、最後の超音波の送受信と、最初の超音波の送受信とを共用（共通化）することにより、隣接するフレームで連続する超音波の送受信の方向を一致させてもよい。

言い換えれば、時間的に隣接する合成超音波画像において、前の合成超音波画像の最初の超音波画像と、後の合成超音波画像の最後の超音波画像とを共用してもよい。

【0044】

例えば、前述の図5（A）に示す例に準ずる空間コンパウンドを行なう際であれば、図6（A）に概念的に示すように、を「画像B 画像A 画像C 画像A 画像B 画像C 画像B」を送受信のパターンとして、このパターンの送受信を繰り返し行う。

その上で、最初から3つの「画像B 画像A 画像C」を1フレーム目とする。また、1フレーム目の最後と2フレーム目の最初とで画像Cを共用して、3つ目の画像Cから3つの「画像C 画像A 画像B」を2フレーム目とする。また、2フレーム目の最後と3フレーム目の最初とで画像Bを共用して、5つ目の画像Bから2つの「画像B 画像C」を3フレーム目とする。さらに、3フレーム目の最後と4フレーム目の最初とで画像Cを共用して、6つ目の画像Cから2つの「画像C 画像B」を4フレーム目として、この1フレーム目から4フレーム目までを、繰り返し行なうようにする。

なお、この際には、4フレーム目の最後の画像Bと、1フレーム目の最初の画像Bとを、共用してもよい。

【0045】

また、前述の図5（B）に示す例に準ずる空間コンパウンドを行なう際であれば、図6（B）に概念的に示すように、「画像A 画像B 画像C 画像B 画像A 画像C 画像B 画像A 画像A 画像A」を送受信のパターンとして、このパターンの送受信を繰り返し行う。

その上で、最初から3つの「画像A 画像B 画像C」を1フレーム目とする。また、1フレーム目の最後と2フレーム目の最初とで画像Cを共用して、3つ目の画像Cから3つの「画像C 画像B 画像A」を2フレーム目とする。また、2フレーム目の最後と3フレーム目の最初とで画像Aを共用して、5つ目の画像Aから2つの「画像A 画像C」を3フレーム目とする。また、3フレーム目の最後と4フレーム目の最初とで画像Cを共

10

20

30

40

50

用して、6つ目の画像Cから2つの「画像C 画像B」を4フレーム目とする。また、4フレーム目の最初と5フレーム目の最後とで画像Bを共用して、7つ目の画像Bから2つの「画像B 画像A」を5フレーム目とする。さらに、9つ目の「画像A」を6フレーム目、10個目の「画像A」を7フレーム目として、この1フレーム目から7フレーム目までを、繰り返し行なうようにする。

なお、この際には、7フレーム目の画像Aと、1フレーム目の最初の画像Aとを、共用してもよい。

【0046】

このように、隣接するフレームで超音波の送受信を共用（合成する超音波画像を共用）することにより、空間コンパウンドによる合成超音波画像の生成を、高速化することができる。

10

【0047】

前述のように、プローブ12が出力する受信信号は、無線通信によって、診断装置本体14に供給される。

診断装置本体14は、アンテナ50が接続される無線通信部52を有し、この無線通信部52にシリアル/パラレル変換部54を介してデータ格納部56が接続され、データ格納部56に画像生成部58が接続されている。さらに、画像生成部58に表示制御部62を介して表示部64が接続されている。

また、無線通信部52に通信制御部68が接続され、シリアル/パラレル変換部54、画像生成部58、表示制御部62および通信制御部68に本体制御部70が接続されている。本体制御部70は、診断装置本体14内の各部の制御を行うものであり、空間コンパウンドの実施の有無等の各種の入力操作を行うための操作部72が接続されている。

20

【0048】

なお、診断装置本体14は、図示を省略する電源部が内蔵されており、この電源部から、各部位に駆動のための電力が供給される。

また、診断装置本体14には、プローブ12に内蔵されるバッテリーに充電を行なうための、充電手段を有してもよい。

【0049】

無線通信部52は、プローブ12との間で無線通信を行うことにより、各種の制御信号をプローブ12に送信する。また、無線通信部52は、アンテナ50によって受信される信号を復調することにより、シリアルのサンプルデータを出力する。

30

通信制御部68は、本体制御部70によって設定された送信電波強度で各種の制御信号の送信が行われるように、無線通信部52を制御する。

シリアル/パラレル変換部54は、無線通信部52から出力されるシリアルのサンプルデータを、パラレルのサンプルデータに変換する。データ格納部56は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、シリアル/パラレル変換部54によって変換された少なくとも1フレーム分のサンプルデータを格納する。

【0050】

画像生成部58は、データ格納部56から読み出した1画像毎のサンプルデータに受信フォーカス処理等を施して、超音波画像を表す画像信号を生成する。この画像生成部は、整相加算部76と、画像処理部78と、画像合成部80とを有する。

40

【0051】

整相加算部76は、本体制御部70において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から1つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、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、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

【0052】

画像処理部78は、整相加算部76によって生成される音線信号に基づいて、被検体内

50

の組織に関する断層画像情報である超音波画像（Bモード画像）の画像信号を生成する。

画像処理部 78 は、S T C（sensitivity time control）部と、D S C（digital scan converter：デジタル・スキャン・コンバータ）とを含んでいる。S T C 部は、音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。D S C は、S T C 部によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、超音波画像信号を生成する。

【0053】

画像合成部 80 は、空間コンパウンドを行なう際に、超音波画像の合成を行い、超音波画像 A の領域の合成超音波画像の画像信号を生成する。

前述のように、プローブ 12 では、空間コンパウンドを行なう際には、例えば、図 3 に示す例であれば、画像 A の送受信、画像 B の送受信、および、画像 C の送受信の、3 画像分（3 種類）の超音波の送受信を行なう。これに応じて、空間コンパウンドを行なう際には、画像合成部 80 は、画像 A の送受信による超音波画像 A、画像 B の送受信による超音波画像 B、および画像 C の送受信の送受信による超音波画像 C の合成を行う。

あるいは、図 4 に示すように、空間コンパウンドにおける超音波の送受信が 2 種類の場合には、画像合成部 80 は、2 つの超音波画像の合成を行なう。また、図 5 等に示す例に含まれるような、1 種類の超音波の送受信しか行なわないフレームでは、画像合成部 80 は、合成を行わずに、画像処理部 78 から送られた超音波画像を合成超音波画像の画像信号とする。

【0054】

表示制御部 62 は、画像生成部 58 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 64 に超音波画像を表示させる。

表示部 64 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 62 の制御の下で、超音波画像を表示する。

【0055】

以下、図 1 に示す超音波診断装置 10 の作用を説明する。

超音波診断装置 10 において、診断時には、まず、プローブ 12 の送信駆動部 30 から供給される駆動電圧に従って、複数のトランスデューサ 18 から超音波が送信される。

この超音波は、被検体によって反射され、被検体からの超音波エコーを受信した各トランスデューサ 18 から出力された受信信号がそれぞれ対応する個別信号処理部 20a に供給されてサンプルデータが生成される。

【0056】

前述のように、超音波診断装置 10 は、空間コンパウンドを行なう際には、プローブ 12 は、時間的に隣接するフレームすなわち合成超音波画像で、連続する超音波画像における超音波の送受信方向が等しくなるように、超音波の送受信を行なう。

一例として、送信制御部 32 および受信制御部 34 は、図 3（A）に示すように、「画像 B 画像 A 画像 C」の送受信と「画像 C 画像 A 画像 B」の送受信とを、交互に繰り返し行なうように、送信駆動部 30 および信号処理部 20（各個別信号処理部 20a）の動作を制御する。

あるいは、図 4 に示すように、1 フレームの超音波の送受信が 2 種類であってもよく、図 5 に示すように、超音波送受信の種類数が異なるフレームが混在してもよい。さらには、図 6 に示すように、時間的に隣接するフレームの最初と最後とで、超音波の送受信を共用してもよい。

【0057】

個別信号処理部 20a で生成されたサンプルデータは、パラレル/シリアル変換部 24 に送られて、シリアル化された後に無線通信部 26（アンテナ 28）から診断装置本体 14 へ無線伝送される。

【0058】

診断装置本体 14 の無線通信部 52 で受信されたサンプルデータは、シリアル/パラレ

10

20

30

40

50

ル変換部 5 4 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 5 6 に格納される。

さらに、データ格納部 5 6 から 1 画像毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 5 8 で超音波画像の画像信号が生成され、この画像信号に基づいて表示制御部 6 2 により超音波画像が表示部 6 4 に表示される。

【 0 0 5 9 】

空間コンパウンドを行なう場合には、画像生成部 5 8 の画像合成部 8 0 において、超音波画像の合成が行なわれる。

すなわち、空間コンパウンドを行なう場合には、前述の図 3 に示す超音波の送受信であれば、画像合成部 8 0 は、画像 A の送受信による超音波画像 A、画像 B の送受信による超音波画像 B、および画像 C の送受信による超音波画像 C の合成を行い、合成超音波画像の画像信号を生成し、表示制御部 6 2 に出力する。

あるいは、図 4 に示すように、空間コンパウンドにおける超音波の送受信が 2 種類の場合には、2 つの超音波画像の合成を行なって合成超音波画像の画像信号を生成する。また、図 5 等に示すように、1 種類の超音波の送受信しか行なわないフレームでは、合成を行わずに、画像処理部 7 8 から送られた超音波画像を合成超音波画像の画像信号とする。

【 0 0 6 0 】

以上、本発明の超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行なってもよいのは、もちろんである。

【 0 0 6 1 】

例えば、図示例の超音波診断装置 1 0 はプローブ 1 2 が、超音波送信の制御手段や、被検体からの超音波エコーによる受信信号の処理手段を備え、プローブ 1 2 と診断装置本体 1 4 とを無線通信で接続する構成を有するが、本発明は、これに限定はされない。

一例として、本発明は、超音波プローブと診断装置本体とを有線で接続して、超音波プローブは圧電素子ユニットのみを有し、超音波の送受信制御は診断装置本体が行なう構成の超音波診断装置にも、利用可能である。

【 0 0 6 2 】

しかしながら、前述のように、本発明によれば、空間コンパウンドを行なう際における超音波送受信の制御を簡略化できる。

そのため、図示例のプローブ 1 2 と診断装置本体 1 4 とを無線接続する超音波診断装置 1 0 のように、小さなプローブ 1 2 に超音波送受信の制御機構等を組み込む装置では、本発明を利用することで、空間コンパウンドを行なう際に、より多くの動作制御や信号処理等が要求されるプローブ 1 2 の負担を軽減できる。従って、本発明は、図 1 に示される例のように、プローブ 1 2 に超音波送受信の制御機構等を組み込む構成の超音波診断装置に、特に好適に利用される。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 3 】

医療現場等で各種の診断に用いられる超音波診断装置に、好適に利用可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 2 (超音波)プローブ
- 1 4 診断装置本体
- 1 6 圧電素子ユニット
- 1 8 トランスデューサ
- 2 0 信号処理部
- 2 0 a 個別信号処理部
- 2 4 パラレル/シリアル変換部
- 2 6 , 5 2 無線通信部
- 2 8 , 5 0 アンテナ

10

20

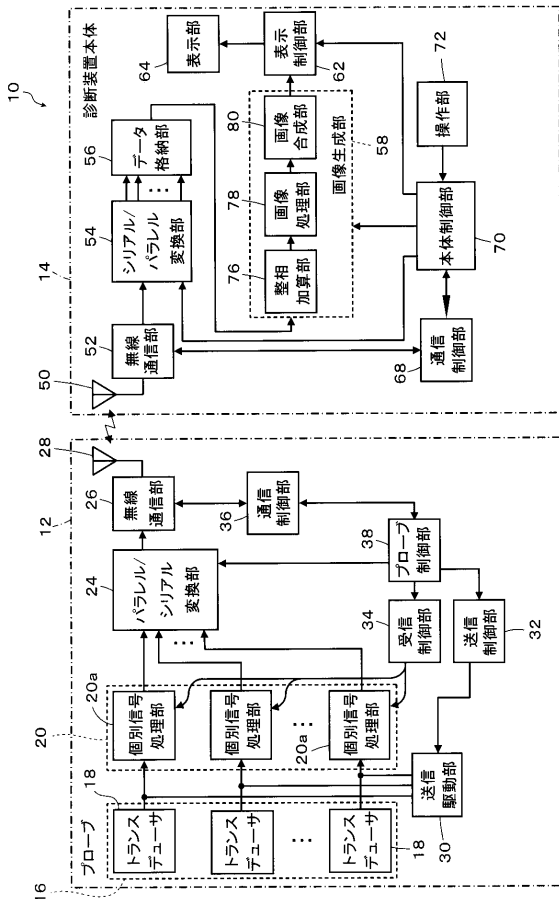
30

40

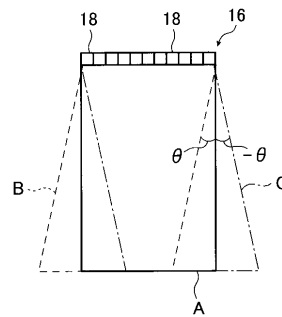
50

- 3 0 送信駆動部
- 3 2 送信制御部
- 3 4 受信制御部
- 3 6 通信制御部
- 3 8 プローブ制御部
- 5 4 シリアル/パラレル変換部
- 5 6 データ格納部
- 5 8 画像生成部
- 6 2 表示制御部
- 6 4 表示部
- 6 8 通信制御部
- 7 0 本体制御部
- 7 2 操作部
- 7 6 整相加算部
- 7 8 画像処理部
- 8 0 画像合成部

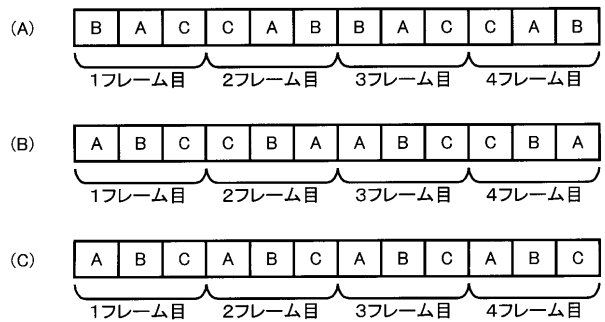
【 図 1 】



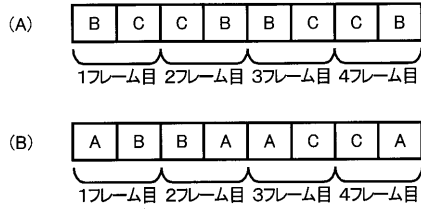
【 図 2 】



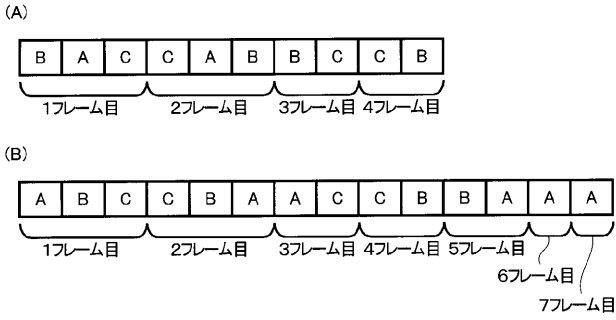
【 図 3 】



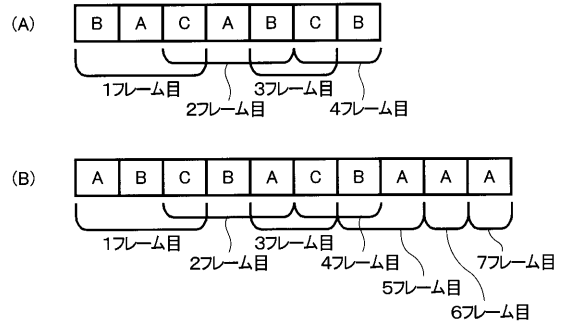
【 図 4 】



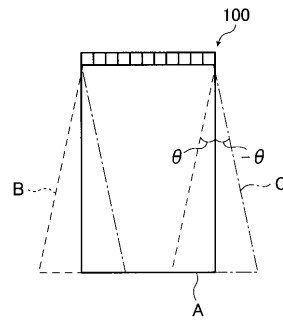
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012200514A	公开(公告)日	2012-10-22
申请号	JP2011070036	申请日	2011-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田辺 剛		
发明人	田辺 剛		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/JC20		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5283725B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够容易地控制空间复合物中超声波的发送/接收。解决方案：当在不同方向上发送/接收超声波，并且在不同发送/接收方向上合并多个超声图像以形成单个合并超声图像时，在时间上相邻的合并超声将合并。通过使连续的超声图像的发送和接收方向彼此一致来解决上述问题。[选择图]图3

