

(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2012-200399

(P2012-200399A)

(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 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2011-67381(P2011-67381)
(22) 出願日 平成23年3月25日(2011.3.25)

(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

最終頁に続く

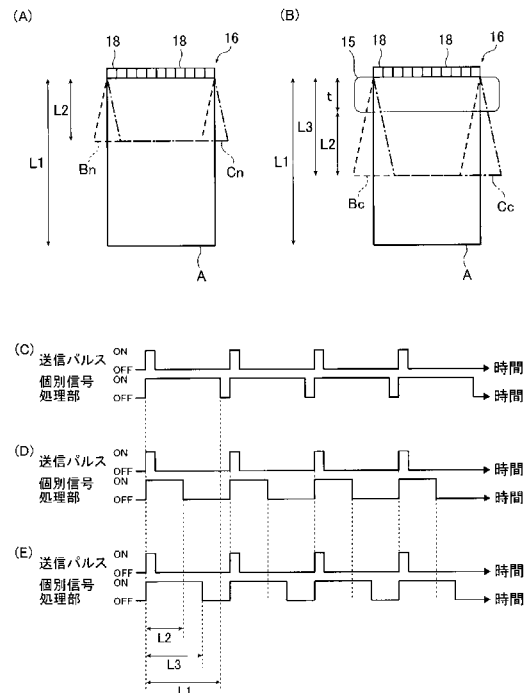
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】音響カブラを装着した際に、空間コンパウンドによって、無駄なく、かつ、所定深度まで高画質な超音波画像が得られる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブにおいて異なる方向に超音波の送受信を行い、診断装置本体において送受信方向の異なる複数の画像を合成して1つの超音波画像とする際に、音響カブラが装着された場合には、合成する超音波画像の少なくとも1つの深度を深くすることにより、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、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超音波プローブと、

前記超音波プローブの信号処理手段が処理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、

前記超音波プローブの超音波送受信面を覆って、前記超音波プローブに着脱可能にされる音響カブラと、

前記超音波プローブおよび診断装置本体の少なくとも一方に設けられる、前記音響カブラが超音波プローブに装着されたことを検出する検出手段とを有し、

前記診断装置本体は、所定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、かつ、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を行なうために、超音波の送受信方向が互いに異なる前記所定数と同数の複数種類の超音波の送受信を行なう機能を有し、

かつ、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を行なう際に、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カブラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つの深度を変更するように、前記信号処理手段の駆動を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波プローブは、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カブラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つの深度を深くする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

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を生成する際には、前記複数種類の超音波の送受信のうちの1種類で、予め設定された所定出力領域の超音波画像である主画像を得るための超音波の送受信を行なう請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブは、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カブラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つにおいて、この音響カブラに対応する深度領域は、前記信号処理手段による受信信号の処理を行なわない請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波プローブは、前記検出手段が超音波プローブに音響カブラが装着されたことを検出した場合には、前記合成超音波画像を生成するための超音波画像の全てにおいて、前記音響カブラに対応する深度領域は、前記信号処理手段による受信信号の処理を行なわない請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブは、前記検出手段が超音波プローブに音響カブラが装着されたことを検出した場合には、前記主画像以外の超音波画像において、この主画像と重ならない領域は、超音波による走査を行なわない請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被写体表面側の所定深度領域において前記超音波画像の合成を行なう、近傍モードを有する請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波プローブは、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カブラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つの深度を、前記近傍モードの所定深度領域より深い所定深度とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、高画質な被写体表面近傍の超音波画像を、効率よく得ることが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。

10

【0003】

このような超音波診断装置を構成するプローブは、超音波の送受信を行ない、電気信号（受信信号）を出力する圧電素子ユニットを有する。

また、近年では、プローブの圧電素子ユニットが出力した受信信号の増幅、A/D変換や処理、圧電素子ユニットにおける超音波の送受信のタイミングの切り換え、さらには、診断装置本体との無線通信によるコードレス化やノイズ低減等を行なうための、集積回路基板等を搭載する場合も有る。

【0004】

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、いわゆるスペックル（スペックルノイズ/スペックルパターン）が知られている。スペックルとは、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。

20

【0005】

超音波診断装置において、このようなスペックルを低減させる方法として、特許文献1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6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。

30

【0006】

具体的には、図6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）、通称の送受信に対して角度を傾けた方向の超音波の送受信、および、通常の送受信に対して角度を - 傾けた方向の超音波の送受信の、3種類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。

【0007】

ここで、超音波診断装置では、被検体のプローブ近傍、すなわち、被写体表面に近い送受信方向の浅い領域（ニアフィールド(near field)）は、音速の乱れや多重反射によって、超音波画像の画質低下が生じやすい。

40

これに対応して、特許文献3には、この被写体表面の浅い領域の画質を向上するために、出力する超音波画像に対して、この浅い領域のみ、超音波の送受信方向を傾けた複数種類の超音波画像を合成する空間コンパウンドを行なう超音波診断装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2005-58321号公報

【特許文献2】特開2003-70786号公報

50

【特許文献3】特開2006-95151号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、超音波診断装置においては、被写体の表面付近に超音波（超音波ビーム）の焦点を合わせるために、音響カプラを用いる場合がある。音響カプラとは、音響インピーダンスが生体に近い材料から形成される物で、プローブの超音波送受信面に装着することにより、超音波送受信面と被写体表面との距離を、所定間隔に保つ部材である。

この音響カプラを用いることにより、被写体の表面付近に超音波の焦点を合せた超音波画像を得ることができる。

10

【0010】

本発明の目的は、音響カプラを用いる場合においても、空間コンパウンドを利用することで、効果的な被写体の表面付近の超音波画像を、効率よく得ることが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】

【0011】

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、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超音波プローブと、前記超音波プローブの信号処理手段が処理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、前記超音波プローブの超音波送受信面を覆って、前記超音波プローブに着脱可能にされる音響カプラと、前記超音波プローブおよび診断装置本体の少なくとも一方に設けられる、前記音響カプラが超音波プローブに装着されたことを検出する検出手段とを有し、前記診断装置本体は、所定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、かつ、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を行なうために、超音波の送受信方向が互いに異なる前記所定数と同数の複数種類の超音波の送受信を行なう機能を有し、かつ、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を行なう際に、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カプラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つの深度を変更するように、前記信号処理手段の駆動を制御することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

30

【0012】

このような本発明の超音波診断装置において、前記超音波プローブは、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カプラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つの深度を深くするのが好ましい。

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を生成する際には、前記複数種類の超音波の送受信のうち1種類で、予め設定された所定出力領域の超音波画像である主画像を得るための超音波の送受信を行なうのが好ましい。

【0013】

また、前記超音波プローブは、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カプラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つにおいて、この音響カプラに対応する深度領域は、前記信号処理手段による受信信号の処理を行わないのが好ましい。

40

また、前記超音波プローブは、前記検出手段が超音波プローブに音響カプラが装着されたことを検出した場合には、前記合成超音波画像を生成するための超音波画像の全てにおいて、前記音響カプラに対応する深度領域は、前記信号処理手段による受信信号の処理を行わないのが好ましい。

また、前記超音波プローブは、前記検出手段が超音波プローブに音響カプラが装着されたことを検出した場合には、前記主画像以外の超音波画像において、この主画像と重ならない領域は、超音波による走査を行わないのが好ましい。

50

【 0 0 1 4 】

また、被写体表面側の所定深度領域において前記超音波画像の合成を行なう、近傍モードを有するのが好ましい。

さらに、前記超音波プローブは、前記検出手段が前記超音波プローブに音響カブラが装着されたことを検出した場合には、前記合成される超音波画像の少なくとも1つの深度を、前記近傍モードの所定深度領域より深い所定深度とするのが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

上記構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、被写体の表面近傍に超音波の焦点を合わせるための音響カブラを用いる際にも、超音波の送受信方向が異なる複数画像を合成する空間コンパウンドを利用して、効果的で高画質な超音波画像を、効率良く得ることができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 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) ~ (E) 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一例を説明するための概念図である。

【 図 4 】 (A) ~ (C) 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。

20

【 図 5 】 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 】 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 】

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

30

図 1 に示す超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ（超音波探触子） 1 2 と、この超音波プローブ 1 2 と無線通信で接続される診断装置本体 1 4 とを有する。

さらに、超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ 1 2（以下、プローブ 1 2 とする）の超音波送受信面に着脱自在な、音響カブラ 1 5 を有する。

【 0 0 1 9 】

音響カブラ 1 5 は、被検体の表面付近に超音波（超音波ビーム）の焦点を合わせるための物である。本発明において、音響カブラ 1 5 は、生体（被検体）に近い音響インピーダンスを有する材料から形成され、プローブ 1 2 の表面に着脱自在に構成される、超音波診断装置に利用される、公知のものである。

なお、本発明の超音波診断装置 1 0 において、音響カブラ 1 5 は、1 種に限定はされず、厚さや形状等が異なる複数種の音響カブラ 1 5 を有してもよい。

40

【 0 0 2 0 】

プローブ 1 2 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の受信信号を出力するものである。

なお、本発明において、プローブ 1 2 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 1 2 は、ハーモニックイメージングに対応する、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。

【 0 0 2 1 】

50

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 16 には、個別信号処理部 20 a を有する信号処理部 20 が接続される。

個別信号処理部 20 a 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 20 a には、パラレル/シリアル変換部 24 を介して無線通信部 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。

【0022】

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。

【0023】

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（超音波エコーの受信信号）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。

【0024】

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、パルス状の電圧（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の超音波（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。

【0025】

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）に変換して個別信号処理部 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、パルス状の駆動電圧（送信パルス）を各トランスデューサ 18（超音波振動子の電極）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。

【0026】

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 の制御の下、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、AFE で生成した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。

10

20

30

40

50

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 20a によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換する。

【0027】

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。図示例では、一例として、空間コンパウンドを行なう際には、3つの超音波画像を合成するので、受信制御部 34 および送信制御部 32 は、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。

【0028】

また、受信制御部 34 は、空間コンパウンドを行なう際に、プローブ 12 に音響カプラ 15 が装着された場合には、空間コンパウンドで合成する超音波画像の1つ以上で、信号処理部 20 で処理する受信信号の深度を調整する。

加えて、超音波診断装置 10 には、被検者の表面近傍の所定深度領域において、空間コンパウンドによる画像の合成を行なう近傍モードが設定されている。この近傍モードが指示された場合にも、空間コンパウンドで合成する超音波画像の1つ以上で、信号処理部 20 で処理する受信信号の深度を調整する。

以上の点に関しては、後に詳述する。

【0029】

無線通信部 26 は、シリアルの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、シリアルの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。

【0030】

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 から後述する関心領域の情報などの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。

【0031】

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。

【0032】

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、超音波画像のスペックルを低減することができる。

10

20

30

40

50

【0033】

図示例の超音波診断装置10において、空間コンパウンドを行なう際には、図2に概念的に示すように、プローブ12は、通常の超音波画像（予め設定された所定領域の超音波画像）と同領域の超音波画像である主画像を得るための送受信（以下、主画像の送受信とする）、主画像の送受信に対して、方向を角度（例えば、 20° ）傾けた超音波の送受信（角度 偏向した送受信）、および、主画像の送受信に対して、方向を角度 - 傾けた超音波の送受信の、方向が互いに異なる3種類の超音波の送受信を行なう。

以下、便宜的に、上記主画像の送受信を『画像Aの送受信』、画像A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』、画像Aの送受信に対して角度を - 傾けた送受信を『画像Cの送受信』とも言う。

10

【0034】

すなわち、図示例においては、空間コンパウンドを行なう際には、この3種類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、フレームレートを変更することなく、この1フレームの送受信を繰り返し行なう。

従って、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3種類の超音波の送受信を繰り返し行なうように、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。

【0035】

診断装置本体14（後述する画像合成部80）は、空間コンパウンドを行なう際には、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、3つ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。

20

従って、図示例においては、空間コンパウンドで合成する超音波画像の数（所定数）は、3となる。

【0036】

なお、本発明において、空間コンパウンドによって合成する超音波画像の所定数は、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。

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。

30

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ブに利用可能であるのは、前述のとおりである。

【0037】

また、前述のように、超音波診断装置10には、被検者の表面近傍の所定深度領域（超音波送受信方向の所定領域）において、空間コンパウンドによる画像の合成を行なう近傍モードが設定されている。

この近傍モードが指示された場合にも、空間コンパウンドで合成する超音波画像の1つ以上で、信号処理部20で処理する受信信号の深度を調整する。

【0038】

図示例においては、図3（A）に概念的に示すように、通常の空間コンパウンドにおける深度をL1（例えば、5cm）とする。従って、通常の空間コンパウンドを行なう際には、超音波画像A～Cは、全て、深度L1の画像となる。

40

これに対し、近傍モードでの空間コンパウンドは、主画像に対応する画像Aの送受信は深度L1までとして、画像Bおよび画像Cの送受信を、深度L2（例えば、2cm）までとする。すなわち、近傍モードでの空間コンパウンドでは、深度L1の超音波画像L1と、深度L2の超音波画像Bnおよび超音波画像Cnとを合成して、被写体近傍の深度L2の領域で画像を合成した、合成超音波画像を生成する。

【0039】

超音波診断装置10においては、この超音波画像の深度の調整を、受信信号を処理する個別信号処理部20a（そのAFE）の駆動を制御する。

50

すなわち、超音波診断装置 10 では、空間コンパウンドで合成する超音波画像の深度に応じて、信号処理部 20 の個別信号処理部 20 a の駆動を on / off することで、受信信号を処理する深度領域を調整して、各超音波画像を所定深度の画像とする。

【0040】

具体的には、後述する操作部 72 による操作等によって、近傍モードでの空間コンパウンドが選択 / 指示された場合には、画像 A の送受信は、図 3 (C) に概念的に示すように、送信パルスの on と同時に個別信号処理部 20 a の駆動も on して、深度 L1 (超音波画像 A すなわち主画像に対応する深度) に対応する時間となったら、個別信号処理部 20 a の駆動を off する。

これに対し、近傍モードでは、画像 B および画像 C の送受信は、図 3 (D) に概念的に示すように、送信パルスの on と同時に個別信号処理部 20 a の駆動を on し、深度 L1 よりも短い、近傍モードに対応する深度 L2 に対応する時間となった時点で、個別信号処理部 20 a の駆動を off する。

これにより、深度 L1 の超音波画像 A と、深度 L2 の超音波画像 B n および超音波画像 C n とを、生成することができる。

【0041】

ここで、前述のように、図示例の超音波診断装置 10 は、被検体の表面近傍に超音波の焦点を合わせるための音響カプラ 15 を有している。

超音波診断装置 10 においては、音響カプラ 15 のプローブ 12 への装着は、後述する診断装置本体 14 の操作部 72 による入力操作によって、検出する。すなわち、図示例においては、操作部 72 が、音響カプラ 15 の装着を検出する検出手段を構成する。

【0042】

超音波診断装置 10 においては、音響カプラ 15 が装着されたことを検出したら、プローブ 12 は、自動的に、前述の近傍モードに準ずる超音波の送受信、すなわち、前述の近傍モードに準ずる超音波画像の生成を行なう。

言い換えれば、超音波診断装置 10 において、プローブ 12 は、音響カプラ 15 が装着されたことを検出したら、自動的に、被検者の表面近傍のみにおいて、空間コンパウンドを行なうように、超音波の送受信を行なう。もしくは、音響カプラ 15 が装着されたことを検出したら、少なくとも 1 つの超音波画像において、単純に、音響カプラ 15 の分だけ、超音波の送受信の深度を深くしてもよく、あるいは、近傍モードを指示された際に音響カプラ 15 が装着されたことを検出したら、少なくとも 1 つの超音波画像において、例えば以下に示すように、音響カプラ 15 の分だけ、超音波の送受信の深度を深くするようにしてもよい。

【0043】

一例として、音響カプラ 15 が装着されても、図 3 (B) に概念的に示されるように、画像 A の送受信 (超音波画像 A) は、先と同様に、深度 L1 までとする。

これに対し、音響カプラ 15 が装着されたら、画像 B および画像 C の送受信は、前述の深度 L2 に、音響カプラ 15 の厚さ (深さ方向 = 超音波送受信方向のサイズ) に対応する深度 t (例えば、1 cm) を加えた、深度 L3 までとする。すなわち、この際には、主画像である深度 L1 の超音波画像 A に合成するのは、図 3 (B) に示すように、近傍モードにおける深度 L2 に、音響カプラ 15 の厚さ分の深度 t を加えた、深度 L3 の超音波画像 B c および超音波画像 C c となる。

【0044】

従って、この際には、画像 A の送受信は、先と同様に、図 3 (C) に概念的に示すように、送信パルスの on と同時に個別信号処理部 20 a の駆動も on して、深度 L1 に対応する時間となったら、個別信号処理部 20 a の駆動を off する。

これに対し、画像 B および画像 C の送受信では、図 3 (E) に概念的に示すように、送信パルスの on と同時に個別信号処理部 20 a の駆動も on して、深度 L2 よりも深度 t 分だけ長い、深度 L3 に対応する時間となったら、個別信号処理部 20 a の駆動を off する。

10

20

30

40

50

これにより、深度 L 1 の超音波画像 A と、深度 L 3 の超音波画像 B c および超音波画像 C c とを、生成することができる。

【 0 0 4 5 】

音響カプラ 1 5 を装着して超音波診断を行なう場合とは、すなわち、被検体の表面近傍の超音波画像が必要な場合であり、深度が深い領域は、不要である。

従って、音響カプラ 1 5 が装着されたら、空間コンパウンドで合成する超音波画像の 1 以上の深度を、所定深度以下とする本発明によれば、無駄な信号処理や音線の生成を不要として、効率良く、表面近傍が高画質な、効果的な超音波画像を得ることができる。また、近傍モードのような、被検体表面近傍の空間コンパウンドを行なう操作が設定されている場合には、音響カプラの厚さを考慮した深度の超音波画像を生成することも可能であり、被検体表面近傍で十分な深度の合成超音波画像を生成できる。

10

加えて、超音波画像の深度の調整は、トランスデューサ 1 8 が出力した受信信号を処理する個別信号処理部 2 0 a の駆動制御によって行なう。そのため、無駄な受信信号の処理を無くして信号処理を効率良く行なうことができ、さらに、かつ、無駄な A F E の駆動等も抑制して個別信号処理部 2 0 a の発熱等も抑制できる。

【 0 0 4 6 】

ところで、音響カプラ 1 5 を装着した状態での空間コンパウンドにおいては、音響カプラ 1 5 が装着されている深度領域では、受信信号を処理しても無駄である。すなわち、本発明の超音波診断装置 1 0 においては、音響カプラ 1 5 に対応する深度 t の領域では、画像 B および画像 C の送受信で超音波画像を生成する必要はない。

20

これに対応して、図 4 (A) に概念的に示すように、主画像である超音波画像 A は、そのまま深度 L 1 の画像として、画像 B および画像 C の送受信による画像は、深度 L 3 の領域から、プローブ 1 2 側の深度 t の領域を除いた、深度 t から深度 L 2 までの領域の超音波画像 B c x および超音波画像 C c x としてもよい。

【 0 0 4 7 】

従って、この際には、画像 A の送受信は、今までと同様、図 3 (C) に示されるタイミングで個別信号処理部 2 0 a を駆動する。

これに対し、画像 B および画像 C の送受信では、図 4 (C) に示すように、送信パルスが on しても、個別信号処理部 2 0 a の駆動は on せず、音響カプラ 1 5 の厚さに対応する深度 t に対応する時間となった時点で、個別信号処理部 2 0 a の駆動を on する。さらに時間が経過して、深度 L 3 に対応する時間となった時点で、個別信号処理部 2 0 a の駆動を off する。

30

これにより、無駄な信号処理等を、さらに省いて、より効率のよい被検者の表面近傍での空間コンパウンドを行なうことができ、また、信号処理部 2 0 の発熱等も、より抑制することができる。

【 0 0 4 8 】

ここで、図 4 に示す例のように、音響カプラ 1 5 の厚さに対応する深度 t の領域の画像を有さない超音波画像 B c x および超音波画像 C c x では、主画像である超音波画像 A と、全く重ならない領域が生じる。

すなわち、超音波画像 B c x および超音波画像 C c x では、図 4 (C) に斜線で示す、深度方向と直交方向の距離で『 $t \times t \tan$ 』に相当する領域は、主画像である超音波画像 A と全く重ならない。

40

【 0 0 4 9 】

従って、この深度 t の領域で受信信号の処理を行なわない画像 B および画像 C の送受信では、この主画像に対応する画像 A の送受信と重ならない領域では、超音波の送受信を行なっても無駄になる。

そのため、本発明の超音波診断装置 1 0 においては、より好ましい態様として、主画像に合成する関心領域の超音波画像を得るための超音波の送受信では、主画像の超音波の送受信領域と重ならない領域は、超音波による走査（音線の生成）を行なわない。言い換えれば、主画像に合成される超音波画像においては、主画像と重ならない領域の超音波の送

50

受信を行なわない。

例えば、図4に示す例においては、画像Bおよび画像Cの送受信では、図4(B)に斜線で示す領域では、超音波による走査を行わずに、この斜線部分を有さない超音波画像 B_{cx-s} および超音波画像 C_{cx-s} とする。

【0050】

これにより、音響カプラ15を装着して空間コンパウンドを行なう際に、主画像に合成する超音波画像の音線の総数を低減して、無駄な超音波の送受信を無くし、かつ、効率のよい受信信号の処理を可能にして、さらに、個別信号処理部20aの発熱も、より好適に抑制することができる。

【0051】

なお、主画像に合成する超音波画像において、この主画像と重ならない領域では、超音波による走査を行わない代わりに、この主画像と重ならない領域における音線数を低減し、および/または、主画像と重ならない領域での開口数チャンネル数を減らすようにしてもよい。

【0052】

さらに、音響カプラ15に対応する深度tの領域は、主画像でも無用な領域である。

従って、本発明の超音波診断装置10においては、主画像である画像Aの送受信でも、深度tの領域で個別信号処理部20aでの受信信号処理を行わなくてもよい。すなわち、主画像を、図5に示すように、音響カプラ15に対応する深度tの領域の画像を有さない、超音波画像 A_x としてもよい。

この方法によれば、より無駄な信号処理等を無くして、より効率よく、かつ、信号処理部20の発熱を抑えた、空間コンパウンドによる画像超音波画像の生成を行なうことができる。

【0053】

図示例のプロープ12は、トランスデューサ18が超音波エコーを受信して出力した受信信号(電気信号)を処理する、AFE等を備える個別信号処理部20aを有する。

周知のように、AFE等の集積回路は、信号を処理することによって発熱し、この発熱に起因して、動作が不安定になる。その結果、個別信号処理部20aでの受信信号の処理が不安定になり、得られる超音波画像の画質が劣化する。

【0054】

そのため、プロープ12内に温度測定手段を設け、この温度測定結果に応じて、音線数および/または開口チャンネル数(超音波の送受信で駆動するトランスデューサ18の数)を調整して、主画像に合成する超音波画像の画質を低減してもよい。

なお、温度測定手段には、特に限定は無く、公知のものが各種利用可能である。また、この温度測定手段は、大きな発熱源となる個別信号処理部20aを有する、信号処理部20の温度測定を行なうのが好ましい。

【0055】

一例として、温度の閾値として、 T_1 []と、 T_1 よりも高温である T_2 []を設定しておく。

また、超音波画像の画質として、音線数が256本で開口チャンネル数が64ch(チャンネル)の通常画質と、音線数が128本で開口チャンネル数が48chの中間画質と、音線数が96本で、開口チャンネル数が32chの低画質を設定しておく。

【0056】

その上で、温度測定手段による温度測定結果が T_1 未満の場合は、画像A、画像Bおよび画像Cの送受信を、全て、通常画質の条件で行なう。

また、温度測定手段による温度測定結果が T_1 以上 T_2 未満の場合の場合には、画像Aの送受信を通常画質に対応する条件で行い、画像Bおよび画像Cの送受信を中間画質に対応する条件で行なう。

さらに、温度測定手段による温度測定結果が T_2 以上の場合の場合には、画像Aの送受信を通常画質に対応する条件で行い、画像Bおよび画像Cの送受信を低画質に対応する条

10

20

30

40

50

件で行なう。

【0057】

これにより、プローブ12内で発熱が生じた際に、この温度上昇を迅速に抑制することができる。また、プローブ12が発熱した際にも、発熱を抑制して、画質の劣化を最小限に抑えることができる。従って、この画質調整方法によれば、空間コンパウンドによって、高画質な超音波画像を、安定して得ることができる。

なお、このようなプローブ12の温度に応じた超音波の送受信条件の調整は、関心領域が設定されている場合でも、設定されていない場合でも、同様に行なうことができる。

【0058】

さらに、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おける超音波の各送受信の順番は、「画像Aの送受信(以下、省略) 画像B 画像C」に限定はされず、各種の順序が利用可能である。

一例として、1フレーム目を「画像Aの送受信 画像B 画像C」、2フレーム目を「画像C 画像B 画像A」、3フレーム目を「画像A 画像B 画像C」、4フレーム目を「画像C 画像B 画像A」.....のようにしてもよい。

すなわち、本発明においては、連続するフレーム(すなわち、時間的に連続する合成超音波画像)において、最も近接する超音波画像の送受信方向を、同方向にしてもよい。このような送受信の順序によれば、同方向の送受信が連続するので、送信駆動部30や個別信号処理部20aの制御を、簡略化できる。

【0059】

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。

【0060】

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。

【0061】

前述のように、図示例の超音波診断装置10においては、一例として、操作部72に、プローブ12に音響カブラ15を装着したことを指示するための手段が設定される。超音波診断装置10は、この操作部72への入力操作によって、音響カブラ15が装着されたことを検出し、その旨の指示をプローブ12に送る。

本発明の超音波診断装置10において、音響カブラ15が装着された旨の入力方法には、特に限定はなく、GUI(Graphical User Interface)を利用する方法、音響カブラ15の装着を入力(指示)するための専用のスイッチを設ける方法等、各種の診断装置で利用されている、各種の情報や指示等の入力方法が、利用可能である。

【0062】

また、厚さ(超音波送受信方向のサイズ)が異なる複数種の音響カブラ15を有する場合には、音響カブラ15の種類(もしくは厚さ)も入力可能して、各音響カブラ15に応じて、厚さ(すなわち深度t)を検出できるようにしてもよい。

【0063】

ここで、音響カブラ15を装着されたことを検出する方法は、操作部72への入力に限

10

20

30

40

50

定はされず、各種の方法が、利用可能である。

一例として、プローブ12に音響カブラ15の検出手段を設け、この検出手段によって、プローブ12が音響カブラ15を装着されたことを検出してもよい。検出方法には、特に限定はなく、音響カブラ15の装着によってon(あるいはoff)されるスイッチを用いる方法、磁気を用いる方法、光学的な検出方法等、公知の部材の検出方法が、各種、利用可能である。さらに、超音波を用いて、音響カブラ15が装着されたことを検出してもよい。一例として、トランスデューサ18から超音波の送受信を行い、送信を開始してから反射波を受信するまでの時間によって、音響カブラ15が装着されたか否かを判別する。

また、操作部72などの診断装置本体14が有する検出手段と、プローブ12が有する検出手段との、両者を有してもよい。

【0064】

本発明の超音波診断装置10においては、空間コンパウンドの実施と、音響カブラ15の装着との両方を入力(指示)するようにしてもよい。

もしくは、プローブ12への音響カブラ15の装着を検出した時点で、空間コンパウンドを行なう旨の入力指示が無くても、自動的に、前述の深度L3の超音波画像を生成して深度L1の主画像に合成する、空間コンパウンドを行なうようにしてもよい。

【0065】

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、シリアルサンプルデータを出力する。

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サンプルデータを、パラレル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。

【0066】

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。

【0067】

整相加算部76は、本体制御部21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。

【0068】

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、STC(sensitivity time control)部と、DSC(digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ)とを含んでいる。STC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。DSCは、STC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。

【0069】

画像合成部80は、空間コンパウンドを行なう際に、画像処理部78が生成した超音波画像の合成を行なう。

10

20

30

40

50

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、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 の合成を行い、合成超音波画像の画像信号を生成する。

【0070】

ここで、本発明の超音波診断装置 10 では、空間コンパウンドを行なう際に、プローブ 12 に音響カブラ 15 が装着されたら、合成する超音波画像の少なくとも 1 つの深度を調整する (深度を深くする)。

図示例においては、一例として、3 画像の空間コンパウンドを行なうものであり、音響カブラ 15 が装着された場合には、プローブ 12 では、前述のように、主画像に対応する画像 A の送受信は通常深度 L1 とし、主画像に合成する超音波画像に対応する画像 B および画像 C の送受信を深度 L3 に変更する。これに応じて、画像合成部 80 は、主画像である超音波画像 A に、被写体の表面近傍の超音波画像である超音波画像 Bc (Bcx、Bcx - s) および超音波画像 Cc (Ccx、Ccx - s) を合成する。

また、主画像を、音響カブラ 15 に対応する深度 t に対応する領域を有さない、超音波画像 Ax としてもよい。

【0071】

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。

【0072】

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。

【0073】

ここで、本例においては、プローブ 12 に音響カブラ 15 が装着され、さらに、操作部 72 を用いて空間コンパウンドを行なう旨が指示され、音響カブラ 15 を装着した旨の入力操作が行なわれたとする。

【0074】

この空間コンパウンドを行なう情報、音響カブラ 15 を装着した情報は、プローブ 12 に送られ、プローブ制御部 38 から、受信制御部 34 (あるいはさらに送信制御部 32) に送られる。

受信制御部 34 は、この関心領域に応じて、画像 A の受信信号の処理を、図 3 (C) に示すように深度 L1 (あるいは、深度 t から深度 L1) まで行い、画像 B および画像 C の受信信号の処理を、図 3 (E) に示すように深度 L3 (あるいは、深度 t から深度 L3) まで行なうように、信号処理部 20 (個別信号処理部 20a) の動作を制御する。

好ましくは、関心領域の超音波画像が主画像と重ならない領域は、図 4 (B) に示すように超音波による走査を行なわないように、送信制御部 32 が各トランスデューサ 18 の駆動を制御し、かつ、受信制御部 34 が各個別信号処理部 20a の動作を制御する。

【0075】

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。

【0076】

10

20

30

40

50

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/パラレル変換部 54 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 56 に格納される。

さらに、データ格納部 56 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 58 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 62 により超音波画像が表示部 64 に表示される。

【0077】

空間コンパウンドを行なう場合には、画像生成部 58 の画像合成部 80 において、超音波画像の合成が行なわれる。

すなわち、前述のように、空間コンパウンドを行なう場合には、画像合成部 80 は、画像 A の送受信による超音波画像 A (主画像)、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 62 に出力する。

ここで、本例においては、音響カプラ 15 が装着されているので、画像合成部 80 は、主画像である超音波画像 A (A_x) に、被写体の表面近傍の超音波画像 Bc (B_{cx} 、 B_{cx-s}) および超音波画像 Cc (C_{cx} 、 C_{cx-s}) を合成することにより、合成超音波画像の画像信号を生成し、表示制御部 62 に出力する。

【0078】

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。

【産業上の利用可能性】

【0079】

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】

【0080】

- 10 超音波診断装置
- 12 (超音波)プローブ
- 14 診断装置本体
- 15 音響カプラ
- 16 圧電素子ユニット
- 18 トランスデューサ
- 20 信号処理部
- 20 a 個別信号処理部
- 24 パラレル/シリアル変換部
- 26, 52 無線通信部
- 28, 50 アンテナ
- 30 送信駆動部
- 32 送信制御部
- 34 受信制御部
- 36 通信制御部
- 38 プローブ制御部
- 54 シリアル/パラレル変換部
- 56 データ格納部
- 58 画像生成部
- 62 表示制御部
- 64 表示部
- 68 通信制御部
- 70 本体制御部
- 72 操作部
- 76 整相加算部

10

20

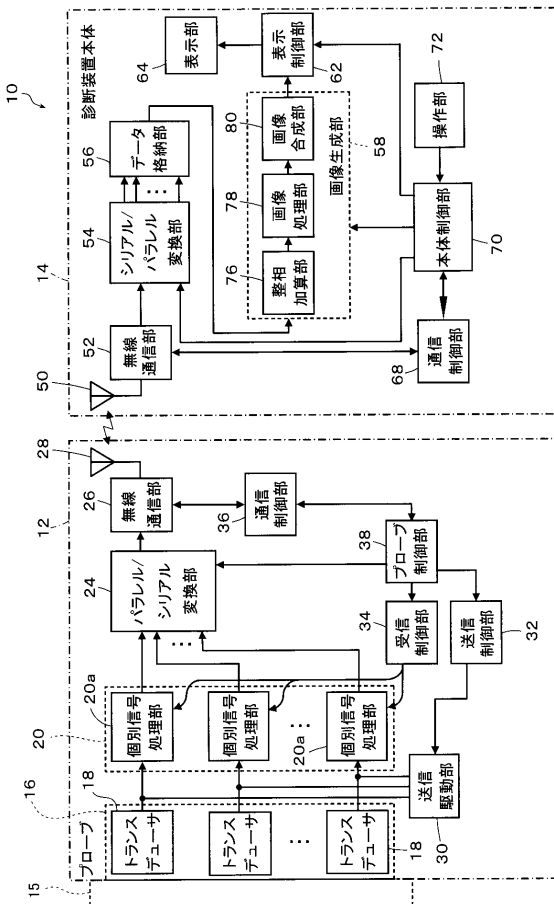
30

40

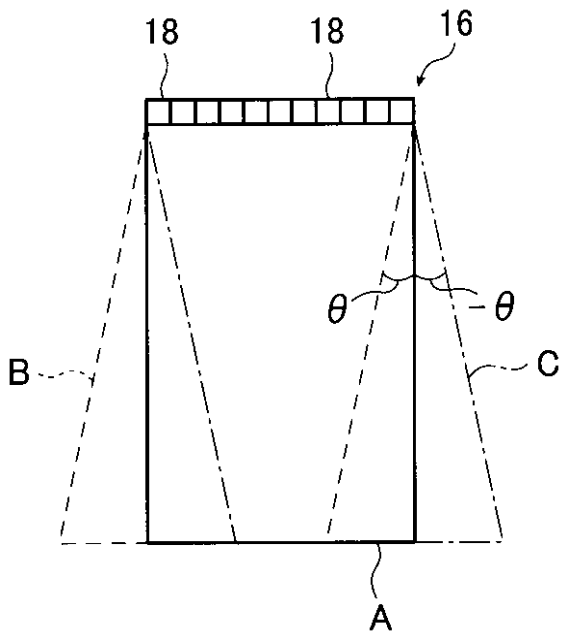
50

- 7 8 画像処理部
- 8 0 画像合成部

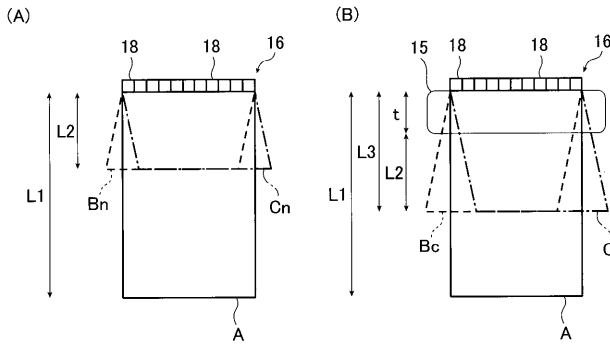
【 図 1 】



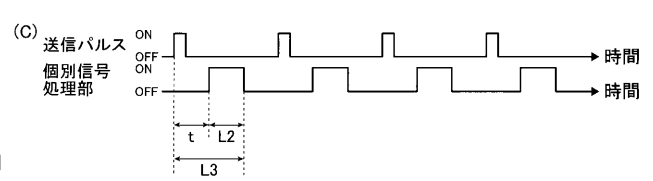
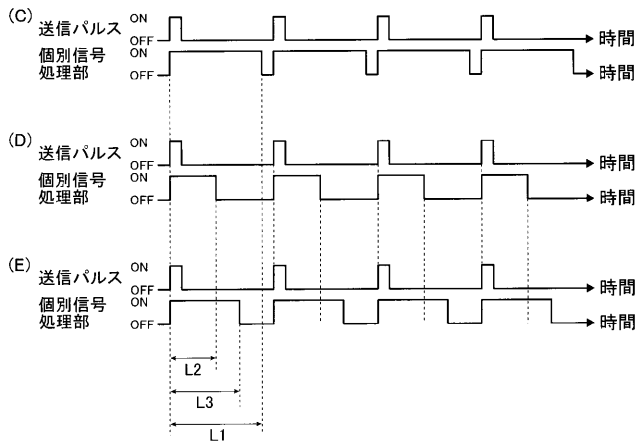
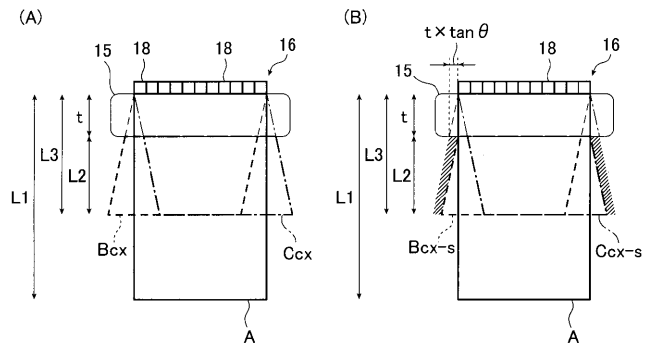
【 図 2 】



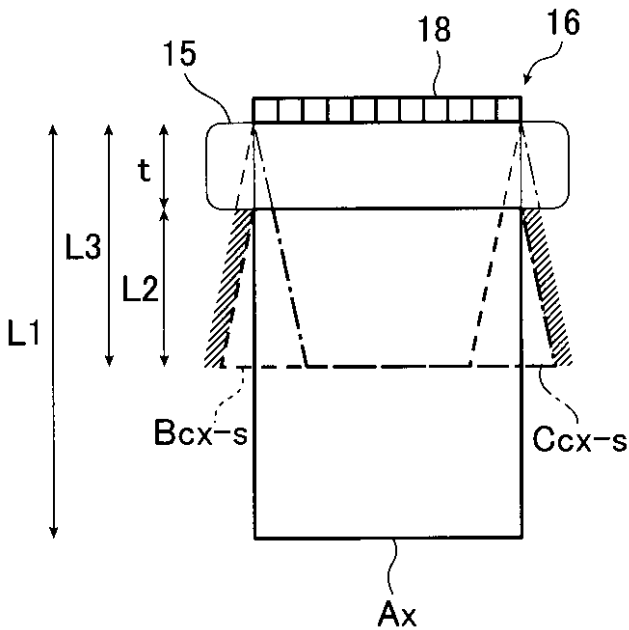
【図3】



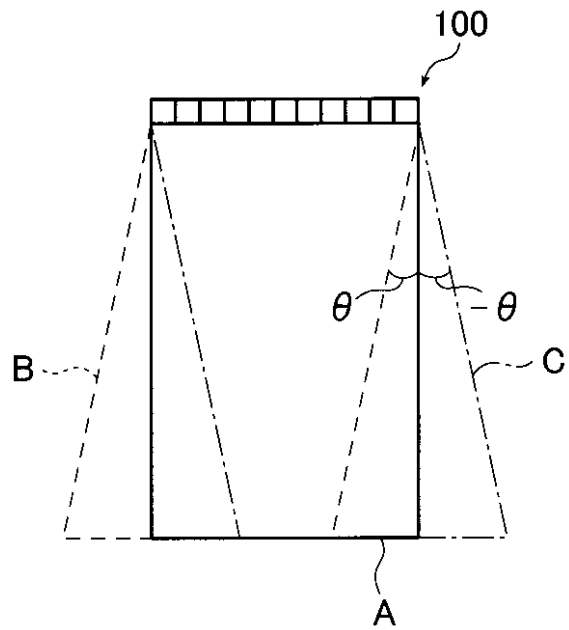
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 大嶋 雄二

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 BB27 EE04 GC03 GC07 HH31 JC21

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012200399A	公开(公告)日	2012-10-22
申请号	JP2011067381	申请日	2011-03-25
[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 大嶋 雄二		
发明人	田辺 剛 大嶋 雄二		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/GC03 4C601/GC07 4C601/HH31 4C601/JC21		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够获得高图像质量的超声图像直到预定深度，而不会在安装声耦合器时被空间化合物浪费。当在超声波探头中在不同方向上发送和接收超声波时，在诊断设备的主体中合成具有不同发送和接收方向的多个图像以形成一个超声波图像，当附接声学耦合器时，通过增加要合成的至少一个超声图像的深度来解决该问题。点域

