

(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2012-187244

(P2012-187244A)

(43) 公開日 平成24年10月4日(2012.10.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
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 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-52537 (P2011-52537)
(22) 出願日 平成23年3月10日 (2011. 3. 10)(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

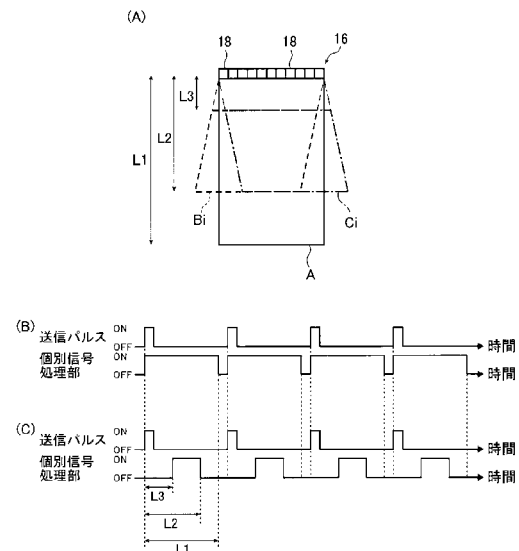
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 関心領域の画質を向上することができ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、設定された関心領域に応じて、合成する超音波画像の少なくとも1つを、この関心領域に対応する画像とすることにより、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、および、前記合成超音波画像を生成する際に、前記圧電素子ユニットから所定の深度以上離間する関心領域を設定する設定手段を有し、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、前記設定手段によって関心領域が設定された場合には、この関心領域に応じて、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 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、前記合成される超音波画像の少なくとも 1 つの受信深度を、前記関心領域に応じて変更する際には、この受信深度を変更する画像の前記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 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内の所定位置の温度を測定する温度測定手段を有し、

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は、この温度測定手段による温度測定結果に応じて、前記主画像に合成する超音波画像の画質を変更するように、超音波の送受信条件を変更する請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記温度測定手段が、前記信号処理手段の温度を測定する請求項 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、時間的に連続する前記合成超音波画像において、最も近接する超音波画像の超音波の送受信方向を等しくする請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【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、関心領域の画質を向上す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。

【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。

10

【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5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。

【0006】

具体的には、図5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 θ 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 $-\theta$ 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。

20

この通常の送受信で得られた超音波画像A（実線）、角度を θ 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 $-\theta$ 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、超音波の送受信方向のごく浅い領域（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。

30

これに対応して、特許文献3には、このニアフィールドの画質を向上するために、出力する超音波画像に対して、ニアフィールドのみ、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

【特許文献3】特開2006-95151号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献3に記載される超音波診断装置によれば、空間コンパウンドを利用することにより、ニアフィールドの画質を向上した超音波画像を得ることはできる。

しかしながら、超音波診断装置において、診断に重要な注目すべき関心領域は、ニアフィールドであるとは限らず、様々な深度領域が関心領域となる可能性が有る。

【0010】

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、空間コンパウンドを利用して、任意の関心領域の画質を向上することができ、しかも、無駄な受診信号の処理や、超音波の走査（音線）も低減できる超音波診断装置を提供することにある。

50

【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、および、前記合成超音波画像を生成する際に、前記圧電素子ユニットから所定の深度以上離間する関心領域を設定する設定手段を有し、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、前記設定手段によって関心領域が設定された場合には、この関心領域に応じて、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。

10

【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のが好ましい。

20

また、前記超音波プローブは、前記合成される超音波画像の少なくとも1つの受信深度を、前記関心領域に応じて変更する際には、この受信深度を変更する画像の前記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のが好ましい。

【0013】

また、前記超音波プローブ内の所定位置の温度を測定する温度測定手段を有し、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は、この温度測定手段による温度測定結果に応じて、前記主画像に合成する超音波画像の画質を変更するように、超音波の送受信条件を変更するのが好ましい。

30

また、前記温度測定手段が、前記信号処理手段の温度を測定するのが好ましい。

さらに、前記超音波プローブは、時間的に連続する前記合成超音波画像において、最も近接する超音波画像の超音波の送受信方向を等しくするのが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

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画像を合成する空間コンパウンドを利用して、圧電素子ユニットから所定の深度以上離間する任意の深度領域を関心領域の画質を向上できる。従って、本発明の超音波診断装置によれば、超音波画像における任意の注目すべき領域を高画質に表示して、適正な診断を行なうことが可能になる。

40

また、超音波の送受信を行なう圧電素子ユニットが出力した受信信号を処理する信号処理手段の駆動を制御することにより、任意の関心領域に対応する深度の超音波画像を生成するので、画像の合成に関わらない無駄な受信信号の処理等も低減できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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)～(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一例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

50

の例を説明するための概念図である。

【図 5】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】

【0016】

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。

【0017】

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。

10

【0018】

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 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。

【0019】

20

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 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 20a 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。

30

【0020】

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。

【0021】

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。

【0022】

40

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。

【0023】

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

50

個別信号処理部 20a 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。

【0024】

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 20a が接続される。

個別信号処理部 20a 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 20a 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 20a 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。

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。

【0025】

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。

また、受信制御部 34 は、空間コンパウンドを行なう際に関心領域（ROI (Region of Interest)）を設定された場合には、後述する主画像に合成する超音波画像を得るための超音波の送受信において、設定された関心領域に応じて、信号処理部 20 で処理する受信信号の深度を調整する。この点に関しては、後に詳述する。

【0026】

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。

【0027】

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

10

20

30

40

50

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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 θ 傾けた超音波の送受信（角度 θ 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 $-\theta$ 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 θ 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 $-\theta$ 傾けた送受信を『画像 C の送受信』とも言う。

【0031】

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。

【0032】

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。

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。

【0033】

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。

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。

【0034】

ここで、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、必要に応じて、後述する診断装置本体 14 の操作部 72 によって、圧電素子ユニット 16

10

20

30

40

50

から所定の深度以上、離間する、深度方向（超音波の送受信方向）の任意の領域を、関心領域として設定できる。

【0035】

なお、本発明において、関心領域として設定可能な、圧電素子ユニット16からの離間深度（前記所定の深度）には特に限定は無く、圧電素子ユニット16の特性、主たる測定部位、送信フォーカス位置、音場特性（近距離音場限界）等に応じて、適宜、設定すればよい。

なお、関心領域は、圧電素子ユニット16から所定の深度以上、離間していれば、後述する主画像と同じ深度までであってもよい。

【0036】

図示例においては、プローブ12は、操作部72によって関心領域が設定された場合には、画像Bおよび画像Cの超音波の送受信では、この関心領域に応じて、受信制御部34が、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。

すなわち、超音波診断装置10では、関心領域の深度に応じて、個別信号処理部20a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、関心領域の超音波画像Bおよび超音波画像Cを、主画像である超音波画像Aに合成する超音波画像として生成する。

なお、空間コンパウンドを行なう際に、関心領域が設定されなかった場合には、超音波診断装置10では、図2に示される通常の深度（主画像と同じ深度、すなわち主画像と深さ方向に同サイズ）の超音波画像A～Cを生成し合成して、合成超音波画像を生成する。

【0037】

一例として、図3（A）に概念的に示すように、主画像である超音波画像Aを得るための画像Aの送受信の深度を深度L1とする。

また、操作部72によって関心領域として設定された深度を、深度L3から深度L2までの深度領域とする。

【0038】

プローブ12の受信制御部34は、画像Aの送受信の深度L1、設定された関心領域の深度L2および深度L3に応じて、信号処理部20の個別信号処理部20aの駆動をon/offする。

すなわち、画像Aの送受信を行なう際には、図3（B）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20a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20aの駆動をoffする。

これに対し、画像Bおよび画像Cの送受信を行なう際には、図3（C）に概念的に示されるように、送信パルスがonしても、個別信号処理部20aの駆動はonせず、関心領域の浅い側の深度L3に対応する時間となった時点で、個別信号処理部20aの駆動をonする。さらに時間が経過して、関心領域の深い側の深度L2に対応する時間となった時点で、個別信号処理部20aの駆動をoffする。

【0039】

従って、この場合には、主画像である超音波画像Aは、先と同様の、実線で示す長方形の領域となる。

これに対し、画像Bの送受信で得られるのは、関心領域の深さに対応する、図3（A）に太い破線で示す平行四辺形状の超音波画像Biであり、画像Cの送受信で得られるのは、図3（A）に太い一点鎖線で示す平行四辺形状の超音波画像Ciとなる。

【0040】

以上の説明より明らかなように、本発明の超音波診断装置10では、圧電素子ユニット16から所定深度以上離間する領域で、任意の関心領域を設定することができ、かつ、任意に設定された関心領域は、空間コンパウンドを利用することにより、画質を向上することができる。

また、主画像に合成する関心領域の超音波画像は、トランスデューサ18が出力した受

10

20

30

40

50

信信号を処理する個別信号処理部 20a の駆動制御によって行なうので、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、通常の深度まで送受信を行なう場合に比して、個別信号処理部 20a の発熱等も抑制できる。

【0041】

前述のように、超音波診断装置 10 では、空間コンパウンドを行なう際に関心領域を設定された場合には、主画像以外の 1 以上の送受信においては、関心領域のみ受信信号の処理を行なって、超音波画像を生成する。

ここで、関心領域は、前述のように、圧電素子ユニット 16 から所定の深度以上、離間した領域である。そのため、図 4 (A) に概念的に示すように、関心領域 (深度 $L_3 \sim$ 深度 L_2 の間) の画像である超音波画像 B_i と超音波画像画像 C_i 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、関心領域に対応する超音波画像 B_i および超音波画像画像 C_i においては、図 4 (A) に斜線で示す、深度方向と直交方向の距離で『 $L_3 \times \tan \theta$ 』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。

【0042】

従って、この関心領域のみで受信信号を処理する画像 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 10 においては、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なわずに、図 4 (C) に示すように、この斜線部分を有さない超音波画像 $B_i - s$ および超音波画像 $C_i - s$ とする。

【0043】

これにより、関心領域を設定しての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。

【0044】

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なわない代わりに、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。

【0045】

以上の例では、関心領域を設定された場合には、主画像である超音波画像 A 以外は、全て、関心領域の超音波画像としているが、本発明は、これに限定はされない。

すなわち、本発明においては、関心領域の設定に応じて、1 画像以上を関心領域の超音波画像とすれば、空間コンパウンドで合成する超音波画像の数 (所定数) に応じて、合成する通常の深度の超音波画像の数と関心領域の超音波画像の数とは、各種の組み合わせが利用可能である。

【0046】

例えば、図 2 および図 3 に示す例において、通常深度の超音波画像 A と超音波画像 B に、関心領域の超音波画像 C_i を合成してもよく、逆に、通常深度の超音波画像 A と超音波画像 C に、関心領域の超音波画像 B_i を合成してもよい。

また、超音波画像 A も関心領域の深度の画像として、全てを、関心領域の超音波画像として、これらを合成するようにしてもよい。

さらには、関心領域が設定された場合には、合成する超音波画像を 2 画像のみとして、

10

20

30

40

50

例えば、通常深度の超音波画像 A に関心領域の超音波画像 B i を合成してもよく、あるいは、関心領域の超音波画像 B i と関心領域の超音波画像 C i とを合成してもよい。

【 0 0 4 7 】

なお、やはり、通常に出力する超音波画像と同方向の超音波の送受信を行なう画像は、関心領域の画像とはせず、空間コンパウンドで合成画像の主画像として、所定領域を包含する通常の深度の画像とするのが好ましい。

【 0 0 4 8 】

図示例のプロープ 1 2 は、トランスデューサ 1 8 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、A F E 等を備える個別信号処理部 2 0 a を有する。

周知のように、A F E 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 2 0 a 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。

【 0 0 4 9 】

そのため、プロープ 1 2 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 1 8 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 2 0 a を有する、信号処理部 2 0 の温度測定を行なうのが好ましい。

【 0 0 5 0 】

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 2 5 6 本で開口チャンネル数が 6 4 c h（チャンネル）の通常画質と、音線数が 1 2 8 本で開口チャンネル数が 4 8 c h の中間画質と、音線数が 9 6 本で、開口チャンネル数が 3 2 c h の低画質を設定しておく。

【 0 0 5 1 】

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件で行なう。

【 0 0 5 2 】

これにより、プロープ 1 2 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、プロープ 1 2 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、このようなプロープ 1 2 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。

【 0 0 5 3 】

さらに、本発明の超音波診断装置 1 0 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

10

20

30

40

50

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。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

ここで、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 が、前述の関心領域の設定手段となっている。

本発明の超音波診断装置 10 において、関心領域の設定方法には、特に限定はなく、GUI (Graphical User Interface) を利用する方法等、超音波診断装置で利用されている公知の位置や領域の設定 / 入力方法が、各種、利用可能である。

また、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を指示した後に、関心領域を設定する旨を入力して、関心領域の設定を行なう。あるいは、特に空間コンパウンドの実施を指示しなくても、関心領域を設定することにより、自動的に、関心領域の超音波画像を生成して、超音波画像を合成する空間コンパウンドを行なうようにしてもよい。

【0057】

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。

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。

【0058】

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。

【0059】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

画像処理部 7 8 は、整相加算部 7 6 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 7 8 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。

【 0 0 6 1 】

10

画像合成部 8 0 は、空間コンパウンドを行なう際に、画像処理部 7 8 が生成した超音波画像の合成を行なう。

前述のように、プローブ 1 2 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 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。

【 0 0 6 2 】

20

ここで、本発明の超音波診断装置 1 0 では、空間コンパウンドを行なう際に、関心領域が設定された場合には、合成する超音波画像の少なくとも 1 つが、この関心領域の深度の画像になる。

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、関心領域が設定された場合には、プローブ 1 2 では、前述のように、主画像に対応する画像 A の送受信は通常の深度とし、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 の送受信における超音波エコーの受信信号処理の深度を変更する。これに応じて、画像合成部 8 0 は、画像 A の送受信による主画像である超音波画像 A に、関心領域の深度の画像である超音波画像 B i および超音波画像 C i を合成する。

【 0 0 6 3 】

30

表示制御部 6 2 は、画像生成部 5 8 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 6 4 に超音波画像を表示させる。

表示部 6 4 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 6 2 の制御の下で、超音波画像を表示する。

【 0 0 6 4 】

以下、図 1 に示す超音波診断装置 1 0 の作用を説明する。

超音波診断装置 1 0 において、診断時には、まず、プローブ 1 2 の送信駆動部 3 0 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 1 8 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 1 8 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 2 0 a に供給されてサンプルデータが生成される。

40

【 0 0 6 5 】

ここで、本例においては、操作部 7 2 を用いて空間コンパウンドを行なう旨が指示され、さらに、図 3 に示す深度 L 3 から深度 L 2 の間が、関心領域として設定されたとする。

【 0 0 6 6 】

ここで、プローブ 1 2 には、この関心領域の設定情報が、受信制御部 3 4（あるいはさらに送信制御部 3 2）に送られる。

受信制御部 3 4 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（Ｂ）に示すように深度 L 1 まで行い、画像 B および画像 C の受信信号の処理を、図 3（Ｃ）に示すように関心領域である深度 L 3 と深度 L 2 との間のみで行なうように、信号処理部 2 0（個別信号処理部 2 0 a）の動作を制御する。

50

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 3 2 が各トランスデューサ 1 8 の駆動を制御し、かつ、受信制御部 3 4 が各個別信号処理部 2 0 a の動作を制御する。

【 0 0 6 7 】

個別信号処理部 2 0 a 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 2 4 に送られて、シリアル化された後に無線通信部 2 6 (アンテナ 2 8) から診断装置本体 1 4 へ無線伝送される。

【 0 0 6 8 】

診断装置本体 1 4 の無線通信部 5 2 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 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。

10

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 6 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、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 8 0 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 6 2 に出力する。

20

ここで、本例においては、関心領域が設定されているので、画像合成部 8 0 は、主画像である超音波画像 A に、関心領域の超音波画像 B i (B i - s) および超音波画像 C i (C i - 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 6 2 に出力する。

【 0 0 7 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。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 7 1 】

30

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 7 2 】

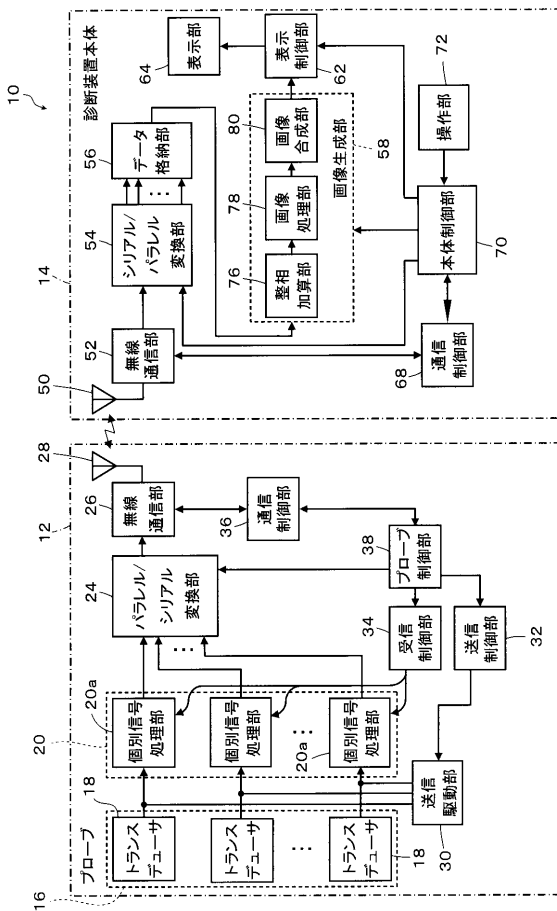
- 1 0 超音波診断装置
- 1 2 (超音波) プローブ
- 1 4 診断装置本体
- 1 6 圧電素子ユニット
- 1 8 トランスデューサ
- 2 0 信号処理部
- 2 0 a 個別信号処理部
- 2 4 パラレル / シリアル変換部
- 2 6 , 5 2 無線通信部
- 2 8 , 5 0 アンテナ
- 3 0 送信駆動部
- 3 2 送信制御部
- 3 4 受信制御部
- 3 6 通信制御部
- 3 8 プローブ制御部
- 5 4 シリアル / パラレル変換部
- 5 6 データ格納部

40

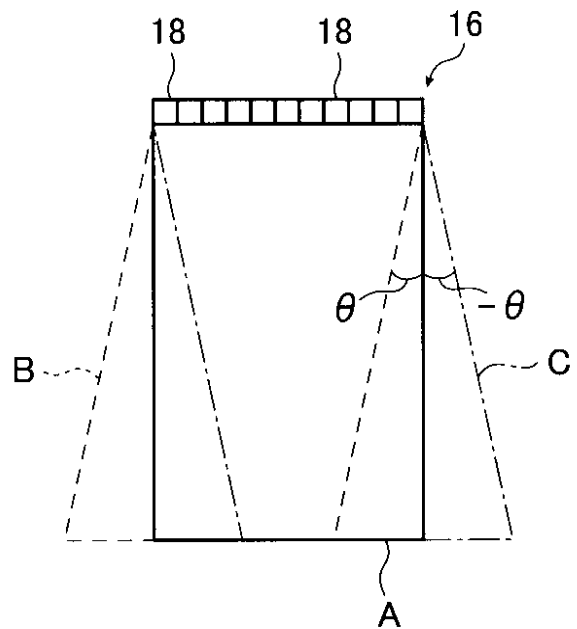
50

- 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

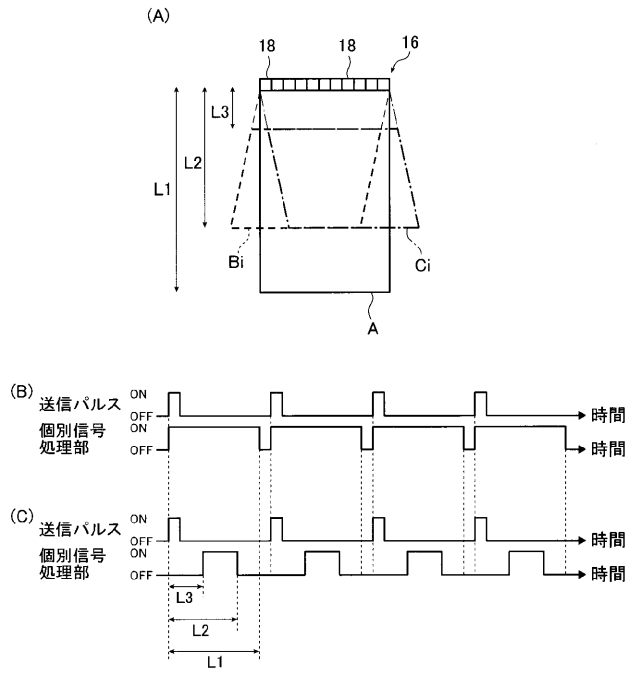
【図 1】



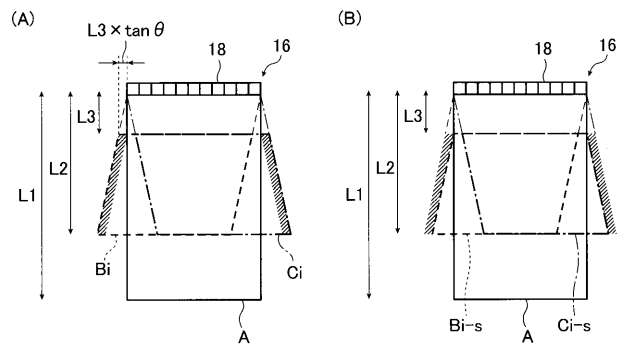
【図 2】



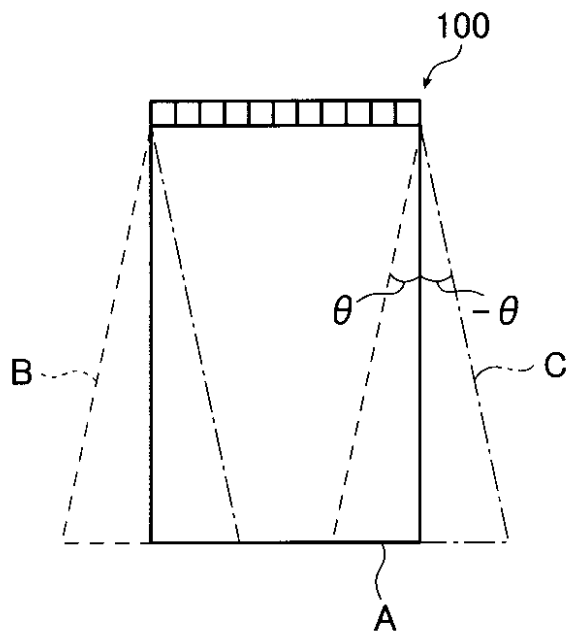
【図 3】



【図 4】



【図 5】



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 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB07 BB08 BB27 EE04 GB04 HH15 JC20 JC37

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012187244A	公开(公告)日	2012-10-04
申请号	JP2011052537	申请日	2011-03-10
[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/BB07 4C601/BB08 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH15 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/EE15 4C601/GD04		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5215426B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够提高关注区域的图像质量的超声诊断设备。 解决方案：当超声波探头在不同方向上发送/接收超声波，并且在诊断设备主体中将不同发送/接收方向的多个图像合并为一个超声图像时，将根据设置的关注区域设置关注区域。然后，待合成的超声图像中的至少一个是与该关注区域相对应的图像，从而解决了上述问题。[选择图]
图3

