

(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2015-43835

(P2015-43835A)

(43) 公開日 平成27年3月12日(2015.3.12)

(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 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-175955 (P2013-175955)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成25年8月27日 (2013.8.27)		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	勝山 公人
			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 EE30 FF03 HH28 HH29 JB31 JC21

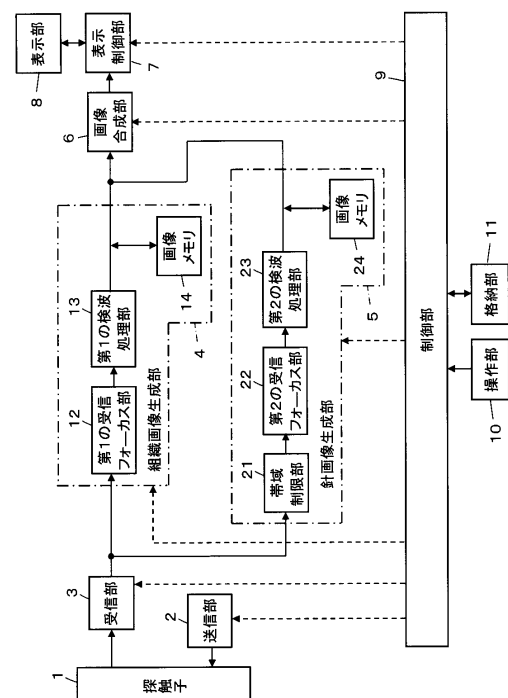
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】探触子の素子の法線方向からずれた方向に対しても明瞭な超音波画像を生成することができる超音波診断装置および超音波画像生成方法を提供する。

【解決手段】受信部3で得られた受信信号に対し、組織画像生成部4の第1の受信フォーカス部が探触子1の素子の法線方向に受信フォーカスを行って組織撮像用の音線信号を生成し、第1の検波処理部が検波を実施することにより組織撮像用の画像信号を生成すると共に、針画像生成部5の帯域制限部21が受信信号を所定の低周波数帯域の信号に制限し、第2の受信フォーカス部22が針に向かう方向に受信フォーカスを行って針撮像用の音線信号を生成し、第2の検波処理部23が検波を実施することにより針撮像用の画像信号を生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を発生して送信すると共に被検体から反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子と、

前記探触子の前記複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、

前記被検体から反射した超音波を前記探触子の前記複数の素子で受信した受信信号に対し、受信フォーカスを行って超音波画像を生成する画像生成部と、

前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行う際に、前記受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて前記法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行うように前記画像生成部を制御する制御部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記画像生成部は、

前記受信信号に対し、前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向に受信フォーカスを行って前記法線方向に沿った画像信号を生成する第 1 の画像生成部と、

前記受信信号に対し、前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行うと共に前記所定の低周波数帯域の信号のみを用いて前記素子の法線方向とは異なる方向の画像信号を生成する第 2 の画像生成部と

を有する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記画像生成部は、前記所定の低周波数帯域に制限した検波を行う検波処理部を含む請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の画像生成部で生成された画像信号と前記第 2 の画像生成部で生成された画像信号とを互いに合成する画像合成部をさらに備えた請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記探触子の前記複数の素子から互いに方向の異なる複数の走査線に沿って順次超音波の送受信を行うセクタ走査の際に、

前記制御部は、それぞれの前記走査線の方向に受信フォーカスを行うと共に前記走査線の方向と前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向との間の角度が大きいほど、低周波数の信号のみを用いて超音波画像を生成するように前記画像生成部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記走査線の方向と前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向との間の角度が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域に制限した検波を行う検波処理部を含む請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

探触子の複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信し、

前記被検体から反射した超音波を前記探触子の前記複数の素子で受信した受信信号に対し、前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行い、

40

前記受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて前記法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行う

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、探触子の複数の素子から超音波ビームを送信した際に、素子の法線方向に対して斜め方向から反射してく

50

る超音波エコーを受信して超音波画像の生成を行う超音波診断装置および超音波画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、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、探触子から被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを探触子で受信して、その受信信号を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においては、探触子の直下に位置する被検体内の断層画像をリアルタイムで観察することができる。このため、例えば、針を被検体内の目標箇所に至るまで穿刺する場合に、探触子を目標箇所の直上に配置して被検体内の超音波画像を生成し、探触子の近傍から目標箇所に向けて斜めに穿刺することで、被検体内における針の位置を超音波画像上において確認しながら穿刺を進めることが行われている。

ただし、一般に、針の表面は滑らかであるため、探触子から被検体内を伝搬してきた超音波ビームは、針の表面で正反射を呈しやすく、また、針は目標箇所に向けて斜めに穿刺されるため、探触子の法線方向に送信された超音波ビームの針表面での正反射を探触子の受信開口に捉えて針を描出することが困難になるおそれがある。

【0004】

そこで、探触子の法線方向ではなく、針に直交する方向に超音波ビームを送信し、また、受信フォーカスを実施することで針の描出を行うことが知られている。

例えば、特許文献1には、組織撮像を目的として探触子の素子面と垂直となる第1の方向に超音波ビームを送信、受信して第1の画像を生成し、針撮像を目的として素子面と垂直な方向とは異なる複数の第2の方向に超音波ビームを送信、受信して第2の画像群を生成し、第2の画像群を解析して針が描出された画像を生成し、第1の画像と合成する超音波診断装置が開示されている。

特許文献1の装置によれば、第2の複数の方向に針に直交する方向が含まれることで、針が良好に描出された超音波画像を生成することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-213606号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、探触子の複数の素子は、それぞれ、所定の面積の超音波送受信面を有しているため、超音波送受信面の法線方向に送受信される超音波の強度に比べて、法線方向からずれる程、その方向に送受信される超音波の強度は低下する、すなわち、指向性を有することが知られている。

このため、針に直交させようとして、探触子の法線方向からずれた方向に受信フォーカスを実施して針の超音波画像を生成しても、その方向の針に対して探触子の各素子から送信される超音波の強度および針からの反射波を各素子が受信する信号の強度が、同時に探触子の法線方向に送信される超音波の強度および法線方向からの反射波を受信する信号の強度に比べて低いため、その結果、画像のS/N比が低下し、針を明瞭に描出することが困難になるという問題点があった。

【0007】

この発明は、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、探触子の素子の法線方向からずれた方向に対しても明瞭な超音波画像を生成することができる超音波診断装置および超音波画像生成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】

この発明に係る超音波診断装置は、超音波を発生して送信すると共に被検体から反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子と、探触子の複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、被検体から反射した超音波を探触子の複数の素子で受信した受信信号に対し、受信フォーカスを行って超音波画像を生成する画像生成部と、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行う際に、受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行うように画像生成部を制御する制御部とを備えたものである。

【0009】

画像生成部は、受信信号に対し、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向に受信フォーカスを行って法線方向に沿った画像信号を生成する第1の画像生成部と、受信信号に対し、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行うと共に所定の低周波数帯域の信号のみを用いて素子の法線方向とは異なる方向の画像信号を生成する第2の画像生成部とを有するように構成することができる。

【0010】

画像生成部は、所定の低周波数帯域に制限した検波を行う検波処理部を含むことができる。

第1の画像生成部で生成された画像信号と第2の画像生成部で生成された画像信号とを互いに合成する画像合成部をさらに備えることが好ましい。

【0011】

また、探触子の複数の素子から互いに方向の異なる複数の走査線に沿って順次超音波の送受信を行うセクタ走査の際に、制御部は、それぞれの走査線の方に受信フォーカスを行うと共に走査線の方と探触子の受信開口を構成する素子の法線方向との間の角度が大きいほど、低周波数の信号のみを用いて超音波画像を生成するように画像生成部を制御するように構成することもできる。

【0012】

この場合、画像生成部は、走査線の方と探触子の受信開口を構成する素子の法線方向との間の角度が大きいほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域に制限した検波を行う検波処理部を含むことができる。

【0013】

この発明に係る超音波画像生成方法は、探触子の複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体から反射した超音波を探触子の複数の素子で受信した受信信号に対し、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行い、受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行う方法である。

【発明の効果】

【0014】

この発明によれば、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行う際に、受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行うように画像生成部が制御されるので、探触子の素子の法線方向からずれた方向に対しても明瞭な超音波画像を生成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】この発明の実施の形態1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】実施の形態1における超音波の送受信の様子を示す図である。

【図3】実施の形態1の動作を示すフローチャートである。

【図4】穿刺された針を撮像した超音波画像を示し、(A)は周波数帯域を制限することなく受信フォーカスを行った画像、(B)は低周波数帯域に制限して受信フォーカスを行った画像である。

10

20

30

40

50

【図 5】実施の形態 1 の変形例において用いられる針画像生成部の構成を示すブロック図である。

【図 6】実施の形態 1 の他の変形例において用いられる針画像生成部の構成を示すブロック図である。

【図 7】実施の形態 2 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 8】実施の形態 2 における超音波の送受信の様子を示す図である。

【図 9】実施の形態 2 の動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

10

実施の形態 1

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、探触子 1 を有し、この探触子 1 に送信部 2 および受信部 3 が接続されている。受信部 3 には、組織画像生成部（第 1 の画像生成部）4 と針画像生成部（第 2 の画像生成部）5 が並列に接続され、これら組織画像生成部 4 および針画像生成部 5 に画像合成部 6 が接続され、さらに、画像合成部 6 に表示制御部 7 を介して表示部 8 が接続されている。

送信部 2、受信部 3、組織画像生成部 4、針画像生成部 5、画像合成部 6 および表示制御部 7 に制御部 9 が接続され、制御部 9 に操作部 10 と格納部 11 がそれぞれ接続されている。

【0017】

20

組織画像生成部 4 は、探触子 1 の直下に位置する被検体の組織画像を生成するためのもので、受信部 3 に接続された第 1 の受信フォーカス部 12 と、第 1 の受信フォーカス部 12 に順次接続された第 1 の検波処理部 13 および画像メモリ 14 を含んでおり、第 1 の検波処理部 13 および画像メモリ 14 が画像合成部 6 に接続されている。

一方、針画像生成部 5 は、被検体内に穿刺された針の超音波画像を生成するためのもので、帯域制限部 21 を有する他は、組織画像生成部 4 と同様の構成を有している。すなわち、針画像生成部 5 は、受信部 3 に接続された帯域制限部 21 と、帯域制限部 21 に順次接続された第 2 の受信フォーカス部 22、第 2 の検波処理部 23 および画像メモリ 24 を含んでおり、第 2 の検波処理部 23 および画像メモリ 24 が画像合成部 6 に接続されている。

30

【0018】

探触子 1 は、1 次元又は 2 次元に配列された複数の素子を有している。これらの素子は、それぞれ超音波トランスデューサからなり、送信部 2 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受信信号を出力する。超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子、PMN-P（マグネシウムニオブ酸・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した振動子によって構成され、所定の面積の超音波送受信面を有している。

【0019】

40

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それら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、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0020】

送信部 2 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、制御部 9 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、探触子 1 の複数の素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信号の遅延量を調節して複数の素子に供給する。

50

受信部 3 は、探触子 1 のそれぞれの素子から出力される受信信号を増幅して A / D 変換し、デジタル化する。

【0021】

組織画像生成部 4 の第 1 の受信フォーカス部 1 2 は、受信部 3 で増幅され且つデジタル化された受信信号にそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データを生成し、これら遅延補正データを加算して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組織撮像用の音線信号が生成される。

【0022】

第 1 の検波処理部 1 3 は、第 1 の受信フォーカス部 1 2 で生成された音線信号に対して、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した後、包絡線検波処理を施すことにより、組織撮像用の B モード画像信号を生成し、画像合成部 6 に出力する、あるいは、画像メモリ 1 4 に格納する。

10

【0023】

針画像生成部 5 の帯域制限部 2 1 は、受信部 3 で増幅され且つデジタル化された受信信号を予め設定された所定の低周波数帯域の信号に制限する。すなわち、受信部 3 で得られた受信信号のうち、所定の低周波数帯域の信号のみが抽出される。

第 2 の受信フォーカス部 2 2 は、帯域制限部 2 1 で所定の低周波数帯域の信号に制限された受信信号にそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データを生成し、これら遅延補正データを加算して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針撮像用の音線信号が生成される。

20

【0024】

第 2 の検波処理部 2 3 は、第 2 の受信フォーカス部 2 2 で生成された音線信号に対して、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した後、包絡線検波処理を施すことにより、針撮像用の B モード画像信号を生成し、画像合成部 6 に出力する、あるいは、画像メモリ 2 4 に格納する。

【0025】

画像合成部 6 は、組織画像生成部 4 の第 1 の検波処理部 1 3 から出力された組織撮像用の B モード画像信号と針画像生成部 5 の第 2 の検波処理部 2 3 から出力された針撮像用の B モード画像信号を、それぞれ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、階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、これら組織撮像用の B モード画像信号と針撮像用の B モード画像信号を互いに合成する。

30

表示制御部 7 は、画像合成部 6 で合成された B モード画像信号に基づいて、表示部 8 に超音波画像を表示させる。

表示部 8 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 7 の制御の下で、超音波画像を表示する。

【0026】

制御部 9 は、操作者により操作部 1 0 から入力された指令に基づいて超音波診断装置各部の制御を行う。

操作部 1 0 は、操作者が入力操作を行うためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

40

格納部 1 1 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USB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。

なお、組織画像生成部 4 の第 1 の受信フォーカス部 1 2 および第 1 の検波処理部 1 3 と、針画像生成部 5 の帯域制限部 2 1、第 2 の受信フォーカス部 2 2 および第 2 の検波処理部 2 3 と、画像合成部 6 および表示制御部 7 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【0027】

この実施の形態 1 における超音波の送受信の方法について説明する。図 2 に示されるように、被検体 S の体表に探触子 1 を接触させた状態で、探触子 1 の近郷から角度 θ で針 N

50

が穿刺されるものとする。

まず、探触子 1 の直下に位置する被検体 S の組織を撮像する際には、送信部 2 により、探触子 1 から各素子の法線方向 D 1 に向けて超音波ビームが送信される。そして、超音波エコーを受信した探触子 1 の複数の素子で得られる受信信号に対し、第 1 の受信フォーカス部 1 2 により、法線方向 D 1 に受信フォーカスが行われ、さらに、第 1 の検波処理部 1 3 により、検波が実施される。

【0028】

一方、針 N を撮像する際には、送信部 2 により、探触子 1 から針 N に直交する方向 D 2 に向けて超音波ビームが送信される。このとき、針 N に直交する方向 D 2 は、針 N の穿刺角度 θ だけ法線方向 D 1 から傾斜する方向として表される。そして、超音波エコーを受信した探触子 1 の複数の素子で得られる受信信号が、針画像生成部 5 の帯域制限部 2 1 で予め設定された所定の低周波数帯域の信号に制限された後、第 2 の受信フォーカス部 2 2 により、針 N に直交する方向 D 2 に受信フォーカスが行われ、さらに、第 2 の検波処理部 2 3 により、検波が実施される。

なお、超音波ビームの送信方向と受信フォーカスの方向を、必ずしも、探触子 1 から針 N に直交する方向 D 2 にする必要はなく、法線方向 D 1 よりも針 N に向いた方向、すなわち、法線方向 D 1 よりも針 N となす角度が直角に近い方向であればよい。

【0029】

ここで、素子の超音波送受信面の面積を同一とすると、超音波の指向性は、超音波の周波数に応じて変化し、周波数が高くなるほど指向性が高く、周波数が低いほど指向性も低くなることが知られている。すなわち、各素子が超音波エコー信号を受信したときに、超音波送受信面の法線方向の信号強度に対する、法線方向とは異なる方向の信号強度の比は、超音波の周波数が低いほど、大きくなる。

このため、針 N に直交する方向 D 2 あるいは法線方向 D 1 よりも針 N に向いた方向に受信フォーカスを行う際に、低周波数帯域の信号に制限して針 N を撮像することにより、素子の法線方向 D 1 の信号強度に対して針 N に直交する方向 D 2 あるいは法線方向 D 1 よりも針 N に向いた方向の信号強度の比を大きくして、明瞭な超音波画像を生成することができる。

【0030】

なお、図 2 に示したように、複数の素子が直線状に配列された、いわゆるリニア型プローブの場合には、それぞれの素子の法線方向 D 1 が互いに平行となるが、複数の素子が湾曲状に配列された、いわゆるコンベックス型プローブでは、それぞれの素子の法線方向 D 1 が互いに異なることとなる。この場合、図 2 に示されるように、受信開口 R A を構成する複数の素子のうち、中心に位置する素子 T の法線方向 D 1 から穿刺角度 θ だけ傾斜した方向 D 2 に受信フォーカスを行うこととなる。

【0031】

次に、図 3 のフローチャートを参照して実施の形態 1 の動作について説明する。

実施の形態 1 では、探触子 1 の素子の法線方向 D 1 と針 N に直交する方向 D 2 にそれぞれ n 本の走査線 L 1 ~ L n を設定して走査を行うことにより、法線方向 D 1 の組織画像と針 N に直交する方向 D 2 の針画像を生成するものとする。

まず、ステップ S 1 で、走査線 L i を L 1 に初期化し、ステップ S 2 で、第 1 番目の走査線 L 1 に対応して探触子 1 の素子の法線方向に送信フォーカスを実施し、受信信号を取得する。

すなわち、送信部 2 から供給される駆動信号に従い、走査線 L 1 に対応する送信開口を構成する複数の素子から素子の法線方向に送信フォーカスが実施されて超音波ビームが送信される。そして、被検体からの超音波エコーを受信した各素子から出力される受信信号が受信部 3 で増幅され、デジタル化される。

【0032】

続くステップ S 3 で、受信信号が受信部 3 から組織画像生成部 4 に出力され、受信信号に対して素子の法線方向に受信フォーカスを実施して走査線 L 1 に対応する組織画像 A 1

10

20

30

40

50

が生成される。

すなわち、第1の受信フォーカス部12で、素子の法線方向に受信フォーカスが行われるように、受信信号にそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データが生成され、これら遅延補正データを加算することで組織撮像用の音線信号が生成される。さらに、この音線信号に対して、第1の検波処理部13により包絡線検波処理が施され、組織撮像用のBモード画像信号が生成される。このBモード画像信号は、画像メモリ14に格納される。

【0033】

次に、ステップS4で、第1番目の走査線L1に対応して探触子1の素子から針Nに直交する方向に送信フォーカスを実施し、受信信号を取得する。

すなわち、送信部2から供給される駆動信号に従い、走査線L1に対応する送信開口を構成する複数の素子から針Nに直交する方向に送信フォーカスが実施されて超音波ビームが送信される。針Nに直交する方向は、図2に示されるように、素子の法線方向D1から針Nの穿刺角度 θ だけ傾斜した方向D2として表すことができる。例えば、操作者により操作部10から入力された針Nの穿刺角度 θ の情報が、制御部9を介して送信部2に伝送され、送信部2により針Nに直交する方向D2に対応する送信遅延パターンが選択されて送信フォーカスが実施される。

そして、被検体からの超音波エコーを受信した各素子から出力される受信信号が受信部3で増幅され、デジタル化される。

【0034】

続くステップS5で、受信信号が受信部3から針画像生成部5に出力され、所定の低周波数帯域の信号に制限された後、針Nに直交する方向D2に受信フォーカスを実施して第1番目の走査線L1に対応する針画像B1が生成される。

すなわち、受信部3で増幅され且つデジタル化された受信信号は、針画像生成部5の帯域制限部21で予め設定された所定の低周波数帯域の信号に制限された後、第2の受信フォーカス部22で、針Nに直交する方向D2に受信フォーカスが行われるように、受信信号にそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データが生成され、これら遅延補正データを加算することで針撮像用の音線信号が生成される。さらに、この音線信号に対して、第2の検波処理部23により包絡線検波処理が施され、針撮像用のBモード画像信号が生成される。

【0035】

受信部3で得られた受信信号から帯域制限部21により抽出された所定の低周波数帯域の信号のみが、第2の受信フォーカス部22に入力されて受信フォーカスが実施され、これにより生成された針撮像用の音線信号が第2の検波処理部23に入力される。このため、針Nに直交する方向D2の明瞭なBモード画像信号を生成することができる。

第2の検波処理部23で生成されたBモード画像信号は、画像メモリ24に格納される。

【0036】

なお、針画像生成部5に比べて組織画像生成部4では、受信信号の帯域が制限されることなく、受信部3で得られた受信信号がそのまま第1の受信フォーカス部12に入力されて受信フォーカスが実施され、これにより生成された組織撮像用の音線信号が第1の検波処理部13に入力されるので、第1の検波処理部13では、針画像生成部5における所定の低周波数帯域よりも高い周波数帯域にまで広がった広帯域信号に対して検波が実施されることとなる。このため、分解能に優れた組織画像のBモード画像信号が生成される。

【0037】

このようにして、第1番目の走査線L1に対応する組織画像A1のBモード画像信号および針画像B1のBモード画像信号が、それぞれ画像メモリ14および24に格納されると、ステップS6で、 $i = n$ になったか否か、すなわち、 n 本のすべての走査線L1～Lnについて組織画像と針画像の生成が完了したか否かが判定される。

ここでは、 i の値がまだ「1」であるので、ステップS7に進み、 i の値を「1」だけ

10

20

30

40

50

増加させて「2」とした後、ステップS2に戻る。そして、ステップS2～S5により、第2番目の走査線L2に対応する組織画像A2のBモード画像信号および針画像B2のBモード画像信号が、それぞれ生成されて画像メモリ14および24に格納される。

同様に、 $i = n$ になるまで、 i の値を順次「1」だけ増加させてステップS2～S5が繰り返される。

【0038】

このようにして、 n 本のすべての走査線L1～Lnについて組織画像と針画像のBモード画像信号の生成が完了すると、ステップS6からステップS8に進み、組織画像生成部4の画像メモリ14に格納されている組織画像A1～AnのBモード画像信号と針画像生成部5の画像メモリ24に格納されている針画像B1～BnのBモード画像信号が画像合

10

成された超音波画像が表示部8に表示される。

この表示画像のBモード画像信号は、表示制御部7に出力され、組織画像と針画像が合成された超音波画像が表示部8に表示される。

【0039】

図4に、穿刺された針を撮像した針画像を示す。図4(A)は6MHz付近に中心周波数を有する受信信号に対し、帯域制限部21により周波数を制限することなく、検波を実施して生成した画像であり、図4(B)は受信部3で得られた受信信号を帯域制限部21で3MHz以下の低周波数帯域に制限して検波を実施して生成した画像である。図4(A)の画像では、針の存在を確認することが困難であるが、低周波数帯域の信号に制限して検波を実施した図4(B)の画像では、針が明瞭に描出されているのがわかる。

20

【0040】

上記の実施の形態1では、ステップS4で、針Nに直交する方向D2に送信フォーカスを実施して針画像用の受信信号を取得したが、これに限るものではなく、ステップS2で素子の法線方向D1に送信フォーカスを実施して取得した受信信号を、組織画像だけでなく、針画像の生成にも利用することができる。

すなわち、それぞれの走査線Liについて、素子の法線方向D1に送信フォーカスを実施して取得した受信信号に対し、針Nに直交する方向D2あるいは針Nに向いた方向に受信フォーカスを実施して針画像Biを生成してもよい。

30

このようにすれば、それぞれの走査線Liに対して、1回の送信で済むため、フレームレートの向上を図ることができる。

【0041】

このとき、素子の法線方向D1だけでなく針Nに向かう方向にまで放射状に広がる超音波ビームを探触子1から送信してもよく、また、送信開口の前方すなわち被検体内に収束するような、あるいは、送信開口の後方に収束するような超音波ビームを送信してもよい。さらに、平面波の超音波ビームを送信することもできる。

また、同一の受信信号に対し、素子の法線方向D1よりも針Nとなす角度が大きな複数の異なる方向に受信フォーカスを実施して、複数の針画像Biを生成し、これらの中から針Nがもっとも明瞭に描出された画像を選択してもよい。この場合、複数の異なる方向のうち、素子の法線方向D1からのずれが大きな方向ほど、低い低周波数帯域の信号に受信信号を制限することが好ましい。

40

【0042】

なお、上記の実施の形態1では、図1に示したように、針画像生成部5の帯域制限部21が受信部3に接続され、受信部3で得られた受信信号を所定の低周波数帯域の信号に制限したが、これに限るものではなく、図5に示される針画像生成部5Aのように、第2の受信フォーカス部22と第2の検波処理部23の間に帯域制限部21を接続してもよい。この場合、受信部3で得られた受信信号に対し、周波数帯域を制限することなく、第2の

50

受信フォーカス部 22 で受信フォーカスを実施して針撮像用の音線信号が生成され、この音線信号を帯域制限部 21 が所定の低周波数帯域の音線信号に制限する。このようにしても、続く第 2 の検波処理部 23 により、所定の低周波数帯域の信号のみを用いて検波が実施され、明瞭な針画像を生成することができる。

【0043】

また、図 6 に示されるように、帯域制限部 21 を有しない針画像生成部 5B を用い、第 2 の検波処理部 23B が、検波の参照周波数を所定の低周波数帯域の中心周波数に設定し、カットオフ周波数も合わせて調整することで、第 2 の受信フォーカス部 22 で生成された音線信号に対し、所定の低周波数帯域の信号のみを用いた検波を実施することもできる。

10

【0044】

さらに、図 3 におけるステップ S2 および S3 を省略して、組織画像の生成を行わずに、針画像のみを生成し、表示するように構成することもできる。

また、この実施の形態 1 は、被検体内に穿刺された針 N を明瞭に描出するケースに限らず、針 N のように正反射を呈して描出が困難な被写体に広く適用することができる。例えば、生体内の骨、筋肉、腱等を撮像する場合にも、明瞭な超音波画像を生成することが可能となる。

【0045】

実施の形態 2

図 7 に、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の構成を示す。この超音波診断装置は、特にセクタ走査に対応して構成されたもので、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波診断装置において、組織画像生成部 4 と針画像生成部 5 の代わりに、1 つの画像生成部 30 を受信部 3 と画像合成部 6 の間に接続したものである。

20

画像生成部 30 は、受信部 3 に接続された帯域制限部 31 と、帯域制限部 31 に順次接続された受信フォーカス部 32、検波処理部 33 および画像メモリ 34 を含んでおり、検波処理部 33 および画像メモリ 34 が画像合成部 6 に接続されている。

【0046】

帯域制限部 31 は、実施の形態 1 における帯域制限部 21 と同様に、受信部 3 で増幅され且つデジタル化された受信信号を低周波数帯域の信号に制限するが、制御部 9 による制御の下、セクタ走査のそれぞれの走査線に応じて、受信部 3 で得られた受信信号を、走査線の方向と探触子 1 の受信開口の中心に位置する素子の法線方向との間の角度が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限する。

30

【0047】

受信フォーカス部 32 は、帯域制限部 31 で低周波数帯域の信号に制限された受信信号にそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データを生成し、これら遅延補正データを加算して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音線信号が生成される。

検波処理部 33 は、受信フォーカス部 32 で生成された音線信号に対して、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した後、包絡線検波処理を施すことにより、走査線に対応した B モード画像信号を生成し、画像合成部 6 に出力する、あるいは、画像メモリ 34 に格納する。

40

【0048】

画像合成部 6 は、それぞれの走査線に対応する B モード画像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、階調処理等の各種の必要な画像処理を施して表示画像の B モード画像信号を生成する。

【0049】

この実施の形態 2 における超音波の送受信の方法について説明する。図 8 に示されるように、被検体 S の体表に探触子 1 を接触させた状態で、セクタ走査が行われるものとする。すなわち、探触子 1 の複数の素子から互いに方向の異なる複数の走査線 L_i に沿って順次超音波の送受信が行われる。

50

各素子の法線方向 D 1 に対する走査線 L i の角度を θ_i とすると、送信部 2 により、それぞれの走査線 L i に沿った方向すなわち法線方向 D 1 に対して角度 θ_i の方向に超音波ビームが送信される。そして、超音波エコーを受信した探触子 1 の複数の素子で得られる受信信号に対し、受信フォーカス部 3 2 により、走査線 L i の方向に受信フォーカスが行われ、帯域制限部 3 1 により、法線方向 D 1 からの角度 θ_i が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限された後、検波処理部 3 3 により検波が実施される。

これにより、セクタ走査において、素子の法線方向 D 1 からずれた方向に対しても明瞭な超音波画像を生成することができる。

【0050】

なお、図 8 に示したように、複数の素子が直線状に配列された、いわゆるリニア型プローブの場合には、それぞれの素子の法線方向 D 1 が互いに平行となるが、複数の素子が湾曲状に配列された、いわゆるコンベックス型プローブでは、それぞれの素子の法線方向 D 1 が互いに異なることとなる。この場合、受信開口 R A を構成する複数の素子のうち、中心に位置する素子 T の法線方向 D 1 からの角度 θ_i が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に対して検波を行うこととなる。

【0051】

次に、図 9 のフローチャートを参照して実施の形態 2 の動作について説明する。

実施の形態 2 では、探触子 1 の複数の素子から互いに方向の異なる n 本の走査線 L 1 ~ L n に沿って順次超音波の送受信が行われるものとする。

まず、ステップ S 1 1 で、走査線 L i を L 1 に初期化し、ステップ S 1 2 で、第 1 番目の走査線 L 1 に沿った方向に送信フォーカスを実施し、受信信号を取得する。

すなわち、送信部 2 から供給される駆動信号に従い、第 1 番目の走査線 L 1 に対応する送信開口を構成する複数の素子から走査線 L 1 に沿った方向に送信フォーカスが実施されて超音波ビームが送信される。そして、被検体からの超音波エコーを受信した各素子から出力される受信信号が受信部 3 で増幅され、デジタル化される。

【0052】

続くステップ S 1 3 で、受信信号が受信部 3 から画像生成部 3 0 に出力され、帯域制限部 3 1 により、走査線 L 1 の方向と素子の法線方向 D 1 の間の角度 θ_1 に応じた、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限される。

【0053】

次に、ステップ S 1 4 で、帯域制限部 3 1 により低周波数帯域の信号に制限された受信信号に対し、走査線 L 1 に沿った方向に受信フォーカスが実施され、第 1 番目の走査線 L 1 に対応する画像 C 1 の B モード画像信号が生成される。

すなわち、受信フォーカス部 3 2 で、走査線 L 1 に沿った方向に受信フォーカスが行われるように、帯域制限部 3 1 により低周波数帯域の信号に制限された受信信号にそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データが生成され、これら遅延補正データを加算することで、第 1 番目の走査線 L 1 に対応する音線信号が生成される。さらに、この音線信号に対し、検波処理部 3 3 により検波が実施される。

【0054】

ここで、受信部 3 で得られた受信信号は、既に帯域制限部 3 1 により、セクタ走査のそれぞれの走査線 L i に応じて、走査線 L i の方向と探触子 1 の素子の法線方向 D 1 との間の角度 θ_i が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限されている。このため、探触子 1 の素子の法線方向 D 1 からの角度 θ_i が大きい走査線 L i に対しても、明瞭な B モード画像信号を生成することができる。

検波処理部 3 3 で生成された B モード画像信号は、画像メモリ 3 4 に格納される。

【0055】

このようにして、第 1 番目の走査線 L 1 に対応する画像 C 1 の画像信号が、画像メモリ 3 4 に格納されると、ステップ S 1 5 で、 $i = n$ になったか否か、すなわち、n 本のすべての走査線 L i について画像信号の生成が完了したか否かが判定される。

10

20

30

40

50

ここでは、 i の値がまだ「1」であるので、ステップ S 1 6 に進み、 i の値を「1」だけ増加させて「2」とした後、ステップ S 1 2 に戻る。そして、ステップ S 1 2 ～ S 1 4 により、第 2 番目の走査線 L 2 に対応する画像 C 2 の B モード画像信号が生成されて画像メモリ 3 4 に格納される。

同様にして、 $i = n$ になるまで、 i の値を順次「1」だけ増加させてステップ S 1 2 ～ S 1 4 が繰り返される。

【0056】

このようにして、 n 本のすべての走査線 L i について画像 C i の B モード画像信号の生成が完了すると、ステップ S 1 5 からステップ S 1 7 に進み、画像メモリ 3 4 に格納されている画像 C 1 ～ C n の B モード画像信号が画像合成部 6 においてラスタ変換され、各種の画像処理が施されて、表示画像の B モード画像信号が生成される。

この表示画像の B モード画像信号は、表示制御部 7 に出力され、互いに方向の異なる n 本の走査線 L 1 ～ L n の画像 C 1 ～ C n が合成された超音波画像が表示部 8 に表示される。

この実施の形態 2 によれば、セクタ走査においても、全面にわたって明瞭な超音波画像を生成することが可能となる。

【0057】

なお、上記の実施の形態 2 では、図 7 に示したように、帯域制限部 3 1 が受信部 3 に接続され、受信部 3 で得られた受信信号を、走査線 L i の方向と探触子 1 の素子の法線方向 D 1 との間の角度 θ_i に応じた低周波数帯域の信号に制限したが、これに限るものではなく、受信フォーカス部 3 2 と検波処理部 3 3 の間に帯域制限部 3 1 を接続してもよい。この場合、受信部 3 で得られた受信信号に対し、周波数帯域を制限することなく、受信フォーカス部 3 2 で受信フォーカスを実施して音線信号が生成され、この音線信号を帯域制限部 3 1 が走査線 L i の方向に応じた低周波数帯域の音線信号に制限する。このようにしても、続く検波処理部 3 3 により、走査線 L i の方向と探触子 1 の素子の法線方向 D 1 との間の角度 θ_i が大きくなるほど、低周波数の信号のみを用いて検波が実施され、明瞭な超音波画像を生成することができる。

【0058】

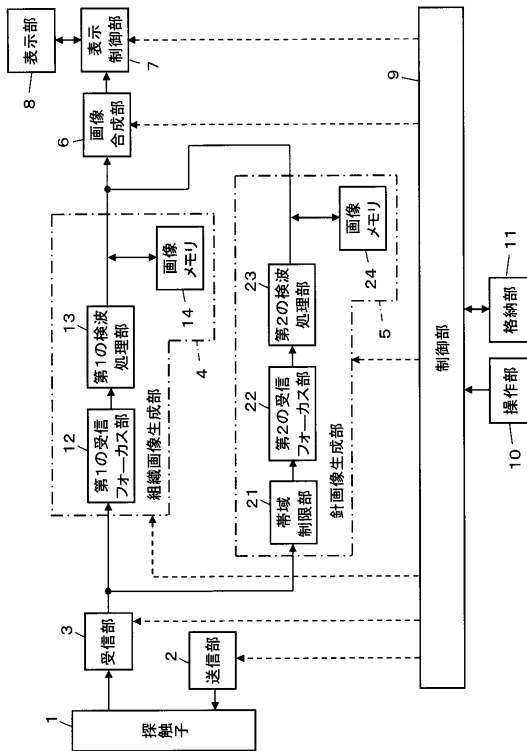
また、帯域制限部 3 1 を省略し、検波処理部 3 3 が、制御部 9 による制御の下、検波の参照周波数を走査線 L i の方向と探触子 1 の素子の法線方向 D 1 との間の角度 θ_i に応じた低周波数帯域の中心周波数に設定し、カットオフ周波数も合わせて調整することで、受信フォーカス部 3 2 で生成された音線信号に対し、走査線 L i の方向と探触子 1 の素子の法線方向 D 1 との間の角度 θ_i が大きくなるほど、低周波数の信号のみを用いた検波を実施することもできる。

【符号の説明】

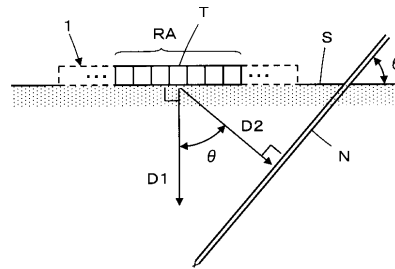
【0059】

1 探触子、2 送信部、3 受信部、4 組織画像生成部、5, 5 A, 5 B 針画像生成部、6 画像合成部、7 表示制御部、8 表示部、9 制御部、10 操作部、11 格納部、12 第 1 の受信フォーカス部、13 第 1 の検波処理部、14, 24, 34 画像メモリ、21, 31 帯域制限部、22 第 2 の受信フォーカス部、23, 23 B 第 2 の検波処理部、30 画像生成部、32 受信フォーカス部、33 検波処理部、D 1 素子の法線方向、D 2 針に直交する方向、R A 受信開口、T 中心に位置する素子、N 針、 θ 穿刺角度、L i 走査線、 θ_i 走査線の角度、S 被検体。

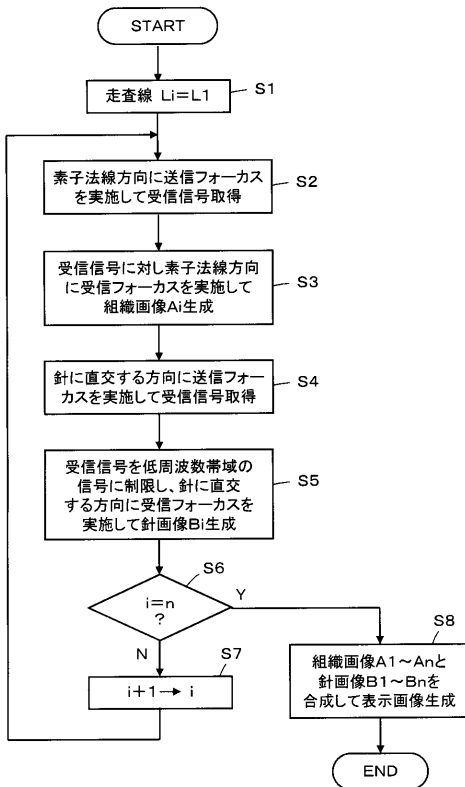
【図 1】



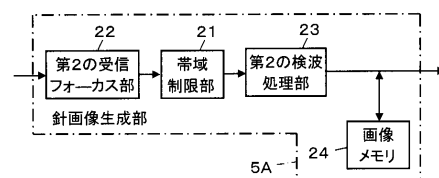
【図 2】



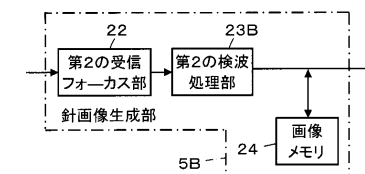
【図 3】



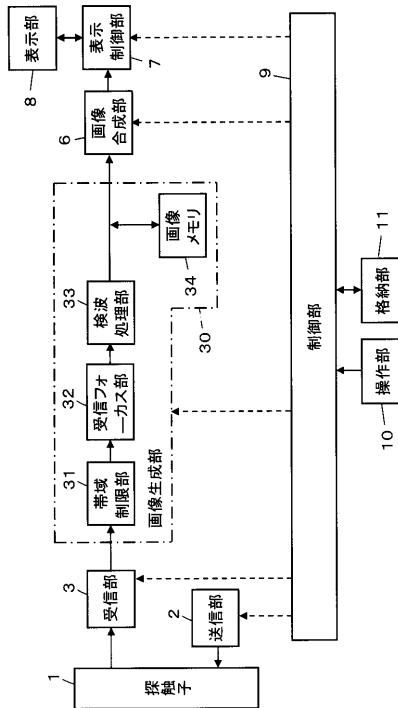
【図 5】



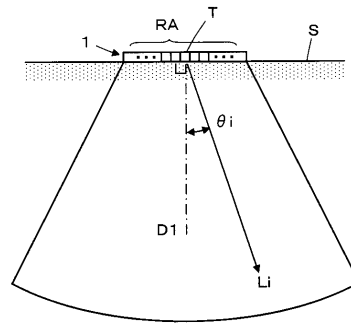
【図 6】



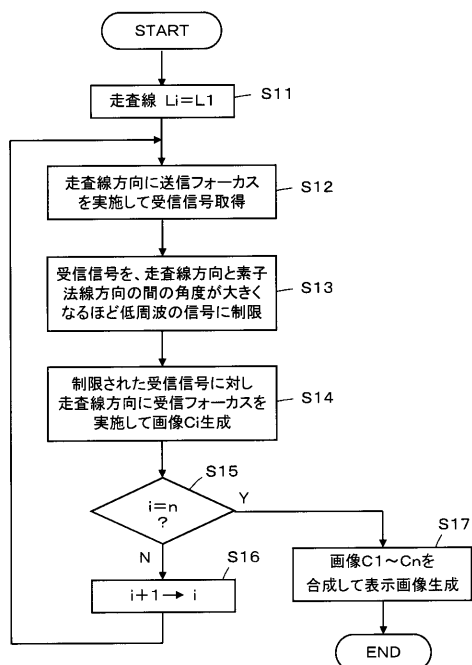
【図 7】



【図 8】

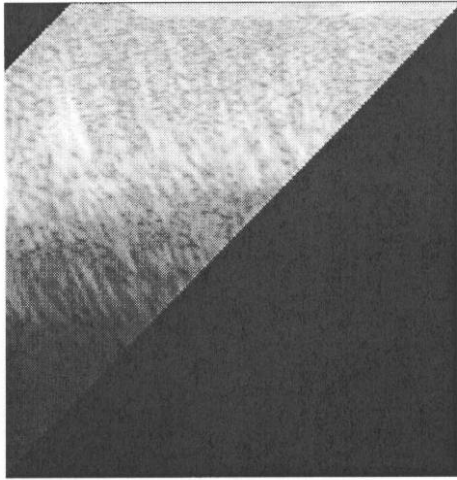


【図 9】

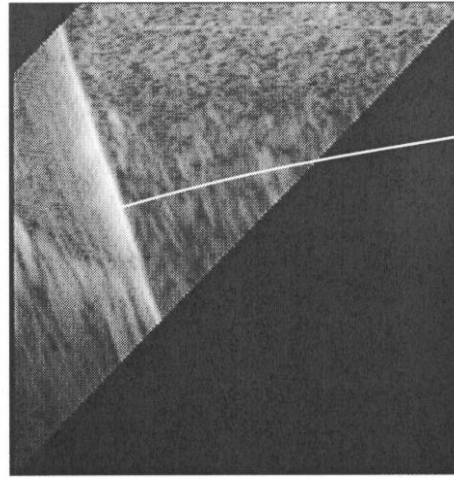


【図 4】

(A) 周波数帯域制限なし



(B) 低周波数帯域に制限



針

