

(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2018-175373

(P2018-175373A)

(43) 公開日 平成30年11月15日(2018.11.15)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2017-79100 (P2017-79100)
 (22) 出願日 平成29年4月12日 (2017.4.12)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 100105050
 弁理士 鷲田 公一
 (74) 代理人 100155620
 弁理士 木曾 孝
 (72) 発明者 内藤 達也
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 奥田 修平
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE04 EE22 FF06 GA20 JC07
 JC09 JC20 KK24 KK31

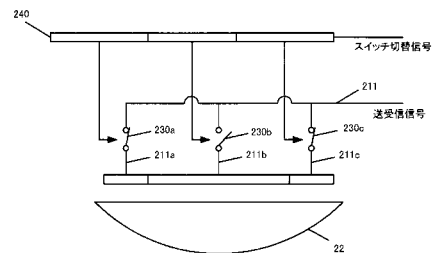
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波探触子

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針を好適にモニタリングすることができる超音波診断装置および超音波探触子を提供する。

【解決手段】 少なくとも短軸方向の中央部を含む振動子領域210bから超音波を送受信させず、振動子領域210a, 210cから超音波を送受信させる針視認優先モードで出力された超音波の受信信号に基づいて生成された針視認優先画像データに基づいて、穿刺針を含む画像データを生成し、少なくとも振動子領域210bから超音波を送受信させる画質優先モードで出力された超音波の受信信号に基づいて生成された画質優先画像データと針視認優先画像データとに基づいて合成画像データを生成する。

【選択図】 図4B



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

長軸方向と短軸方向とに沿ってそれぞれ複数の振動子が配列された振動子配列を有する超音波探触子と、

少なくとも前記短軸方向の中央部に位置する振動子を含む中央振動子領域から超音波を送受信させず、前記中央振動子領域を除く振動子領域から超音波を送受信させる第 1 状態と、少なくとも前記短軸方向における前記中央振動子領域から超音波を送受信させる第 2 状態と、を切り替える制御部と、

前記第 1 状態で前記超音波探触子から送信された超音波が被検体によって反射した超音波を前記超音波探触子が受信して得られた第 1 受信信号を前記超音波探触子から受信し、前記第 2 状態で前記超音波探触子から送信された超音波が前記被検体によって反射した超音波を前記超音波探触子が受信して得られた第 2 受信信号を前記超音波探触子から受信する受信処理部と、

前記第 1 受信信号に基づき、少なくとも前記被検体に刺入された穿刺針を含む画像データである第 1 超音波画像データを生成し、前記第 2 受信信号に基づき、少なくとも前記被検体の生体組織を含む画像データである第 2 超音波画像データを生成する画像生成部と、を有する、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 超音波画像データと前記第 2 超音波画像データに基づいて合成画像データを生成する画像処理部、

を更に有する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像処理部は、前記第 1 超音波画像データに基づいて、前記被検体に刺入された前記穿刺針に対応する画像データを抽出し、前記第 2 超音波画像データと前記穿刺針に対応する画像データとに基づいて前記合成画像データを生成する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波探触子は、

前記振動子領域毎に、超音波の送受信をオンまたはオフさせるスイッチング素子と、

前記制御部の制御に基づいて、前記第 1 状態と前記第 2 状態とに遷移するように前記スイッチング素子のオンオフを切り替えるスイッチング素子切替部と、

を有する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記スイッチング素子切替部は、前記穿刺針が刺入されない場合には、少なくとも前記中央振動子領域に対応する前記スイッチング素子をオンの状態のまま維持する、

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記スイッチング素子切替部は、前記第 1 状態において、前記複数の振動子領域のうち、前記中央振動子領域の両側に位置する 2 つ以上の振動子領域から超音波を送受信させるように前記スイッチング素子を切り替える、

請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記スイッチング素子切替部は、前記第 1 状態において、前記短軸方向の中央部を通り前記短軸方向に対して垂直な方向に対して線対称である 2 つ以上の振動子領域から超音波を送受信させるように前記スイッチング素子を切り替える、

請求項 4 から 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

長軸方向と短軸方向とに沿ってそれぞれ複数の振動子が配列された振動子配列と、

少なくとも前記短軸方向の中央部に位置する振動子を含む中央振動子領域からの超音波の送受信のオンオフを切り替えるスイッチング素子と、

10

20

30

40

50

少なくとも前記短軸方向の中央部に位置する振動子を含む中央振動子領域から超音波を送受信させず、前記中央振動子領域を除く振動子領域から超音波を送受信させる第1状態と、少なくとも前記短軸方向における前記中央振動子領域から超音波を送受信させる第2状態と、に遷移するように前記スイッチング素子のオンオフを切り替えるスイッチング素子切替部と、
を有する、超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用した超音波診断装置の超音波診断装置および超音波探触子に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射波を受信して解析することにより被検体内部の検査を行う超音波診断装置が普及している。超音波診断装置は、被検体を非破壊、非侵襲で調べることができるので、医療診断や建築構造物内部の検査等、種々の用途に広く用いられている。

【0003】

超音波診断装置では、電圧信号と超音波振動との間で変換を行う音響素子（変換器）が複数個、所定の方向（走査方向）に配列されており、これらの音響素子が、駆動電圧の印加により超音波を出射する。そして、超音波診断装置は、超音波の反射波の入射による電圧変化を検出する音響素子を時間的に変化させる（走査する）ことにより、2次元的なデータをほぼリアルタイムで取得することができる。

【0004】

また、超音波診断装置は、画像診断だけではなく、例えば被検体内の組織を採取する生検等においても用いられる。具体的には、腫瘍等の関心部位に対して正確に穿刺を行うため、超音波診断装置を用いて、関心領域および穿刺針をリアルタイムでモニタリングすることが行われている。

【0005】

しかしながら、病変の位置や穿刺針の刺入角度等の影響で、予定していた穿刺方向に針が進まなかったり、針が途中で曲がってしまったりすると、穿刺針をリアルタイムでモニタリングすることが困難になる場合がある。このような場合、正確に穿刺を行うことが困難となる。

【0006】

特許文献1には、比較的低い周波数の送信波形で送受信を行い、受信信号のうち送信波形の周波数の基本波成分を用いて取得した穿刺針強調画像と、走査角度を変更して取得した生体組織画像とを用いて画像処理を行い、穿刺針に対応する画素のみを抽出した穿刺針抽出画像を生成し、生体組織が良好に描出されるイメージング法や送受信設定を用いて取得した生体高精細画像に穿刺針抽出画像を重畳することで穿刺針が好適に描画された超音波画像を生成する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2014-100556号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1に開示された技術は、穿刺針強調画像を取得する際に、超音波振動の送受信方向を針の長手方向の垂直方向とするオブリークスキャンを実行しており

10

20

30

40

50

、あらかじめ針の刺入角度が分かっていることを前提としている。このため、特許文献 1 に開示された技術では、針が途中で曲がった場合等、針の刺入角度が予定と異なる場合には、穿刺針を好適にモニタリングすることが難しい。

【0009】

本発明は、穿刺針を好適にモニタリングすることができる超音波診断装置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】

【0010】

本発明の超音波診断装置は、長軸方向と短軸方向とに沿ってそれぞれ複数の振動子が配列された振動子配列を有する超音波探触子と、少なくとも前記短軸方向の中央部に位置する振動子を含む中央振動子領域から超音波を送受信させず、前記中央振動子領域を除く振動子領域から超音波を送受信させる第 1 状態と、少なくとも前記短軸方向における前記中央振動子領域から超音波を送受信させる第 2 状態と、を切り替える制御部と、前記第 1 状態で前記超音波探触子から送信された超音波が被検体によって反射した超音波を前記超音波探触子が受信して得られた第 1 受信信号を前記超音波探触子から受信し、前記第 2 状態で前記超音波探触子から送信された超音波が前記被検体によって反射した超音波を前記超音波探触子が受信して得られた第 2 受信信号を前記超音波探触子から受信する受信処理部と、前記第 1 受信信号に基づき、少なくとも前記被検体に刺入された穿刺針を含む画像データである第 1 超音波画像データを生成し、前記第 2 受信信号に基づき、少なくとも前記被検体の生体組織を含む画像データである第 2 超音波画像データを生成する画像生成部と、を有する。

【0011】

本発明の超音波探触子は、長軸方向と短軸方向とに沿ってそれぞれ複数の振動子が配列された振動子配列と、少なくとも前記短軸方向の中央部に位置する振動子を含む中央振動子領域からの超音波の送受信のオンオフを切り替えるスイッチング素子と、少なくとも前記短軸方向の中央部に位置する振動子を含む中央振動子領域から超音波を送受信させず、前記中央振動子領域を除く振動子領域から超音波を送受信させる第 1 状態と、少なくとも前記短軸方向における前記中央振動子領域から超音波を送受信させる第 2 状態と、に遷移するように前記スイッチング素子のオンオフを切り替えるスイッチング素子切替部と、を有する。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、穿刺針を好適にモニタリングすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図 1】超音波診断装置の構成を例示した図

【図 2】超音波診断装置の内部構成を例示したブロック図

【図 3】超音波探触子の振動子配列について例示した図

【図 4 A】スイッチング素子 230 a ~ 230 c がすべてオンの状態における振動子配列の短軸方向に沿った断面構造を例示した図

【図 4 B】スイッチング素子 230 a、230 c がオンの状態における振動子配列の短軸方向に沿った断面構造を例示した図

【図 5】スイッチング素子 230 a ~ 230 c のオンオフと超音波の送信方向との関係を示す図

【図 6】穿刺針抽出動作、および穿刺針画素合成動作について説明するための図

【図 7】穿刺針を使用する場合の超音波診断装置の動作例を示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示した例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機

10

20

30

40

50

能および構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0015】

< 超音波診断装置の構成 >

図1は、超音波診断装置100の全体構成を例示した図である。図2は、超音波診断装置100の内部構成を例示したブロック図である。

【0016】

図1に示すように、超音波診断装置100は、超音波診断装置本体1と、ケーブル5を介して超音波診断装置本体1に接続された超音波探触子2と、穿刺針3と、超音波探触子2に取り付けられた取付部4を有する。

【0017】

穿刺針3は、例えば中空状の長針形状を有し、あらかじめ定められた角度（以下刺入角度）で被検体に対して刺し入れられる。穿刺の目的に応じて、穿刺針3の太さや長さ、先端形状は適宜変更してもよい。

【0018】

取付部4は、例えば超音波探触子2の側部に取り付けられ、穿刺針3をあらかじめ定められた向き（方向）で保持する。これにより、穿刺針3が被検体に刺入されたとき、超音波探触子2の超音波送受信面を含む所定の範囲内に穿刺針3が含まれることが意図されている。所定の範囲とは、超音波送受信面を超音波探触子2の短軸方向に所定距離だけ移動させた場合の移動範囲である。所定の範囲は、超音波診断装置100によって超音波画像データを生成する（撮像する）ことができる範囲である。取付部4が穿刺針3を保持する方向は、適宜変更可能である。なお、取付部4の代わりに、穿刺針3を刺入方向に向けて保持する案内部が超音波探触子2に設けられていてもよい。

【0019】

超音波診断装置本体1には、操作入力部18と表示部19とが設けられている。また、図2に示すように、超音波診断装置本体1は、これらに加えて、制御部11と、送信駆動部12と、受信処理部13と、送受信切替部14と、画像生成部15と、画像処理部16と、を有する。

【0020】

制御部11は、上記した他の構成の制御を行う。制御部11は、例えばCPU（Central Processing Unit）、制御プログラムを記憶したROM（Read Only Memory）等の記憶媒体、RAM（Random Access Memory）等の作業用メモリ等を有する。制御部11の機能は、例えばCPUがROMから制御プログラムを読み出して実行することにより実現される。なお、制御プログラムを記憶するのは、HDD（Hard Disk Drive）やSSD（Solid State Drive）、フラッシュメモリ等の補助記憶装置であってもよい。

【0021】

送信駆動部12は、制御部11から入力される制御信号に従って超音波探触子2に供給するパルス信号（送信信号）を生成し、送受信切替部14に出力する。送信駆動部12は、例えば、クロック発生回路、パルス幅設定部、パルス発生回路、遅延回路等を備える。クロック発生回路は、パルス信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス幅設定部は、パルス発生回路から出力させる送信パルスの波形（形状）、電圧振幅およびパルス幅を設定する。パルス発生回路は、パルス幅設定部の設定に基づいて送信パルスを生成し、超音波探触子2の振動子210毎に異なる配線経路に出力する。遅延回路は、クロック発生回路から出力されるクロック信号を計数し、設定された遅延時間が経過すると、パルス幅発生回路に送信パルスを発生させて各配線経路に出力させる。

【0022】

受信処理部13は、超音波探触子2から入力された受信信号を送受信切替部14から取得する。受信処理部13は、例えば、増幅器、A/D変換回路、および整相加算回路等を備える。増幅器は、超音波探触子2の各振動子210により受信された超音波に応じた受信信号をあらかじめ設定された所定の増幅率でそれぞれ増幅する回路である。A/D変換

10

20

30

40

50

回路は、増幅された受信信号を所定のサンプリング周波数でデジタルデータに変換する回路である。整相加算回路は、A/D変換された受信信号に対して、振動子210毎に対応した配線経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成する回路である。

【0023】

送受信切替部14は、制御部11の制御に基づいて、超音波探触子2から超音波を出射（送信）させる場合に、送信駆動部12からの送信信号を超音波探触子2に出力する一方、超音波探触子2が受信した超音波に係る受信信号が入力された場合に受信信号を受信処理部13に入力するための送受信切替動作を行う。

【0024】

上記した送信駆動部12、受信処理部13および送受信切替部14によって、超音波診断装置100の送受信処理が行われる。

【0025】

画像生成部15は、超音波の受信信号に基づいて診断用画像データを生成する。画像生成部15は、受信処理部13から入力された音線データを検波（包絡線検波）して信号を取得し、必要に応じて対数増幅、フィルタリング（例えば、低域透過やスムージング等）、強調処理等を行う。画像生成部15は、診断用の超音波画像データとして、受信信号の信号強度に応じた輝度信号で超音波送受信方向（被検体の深度方向）と超音波探触子2により送信される超音波の走査方向（第2方向）とを含む断面における被検体の内部を示すBモード表示（輝度表示）に係る診断用画像データをフレーム毎に生成する。画像生成部15は、超音波画像データ表示時のダイナミックレンジ調整やガンマ補正等を行うことができるように構成されていてもよい。

【0026】

画像生成部15は、超音波画像生成に用いる専用のCPUやRAMを備える構成としてもよい。または、画像生成部15は、画像データ生成に係る専用のハードウェア構成が基板（ASIC（Application-Specific Integrated Circuit）等）上に形成された構成であってもよいし、FPGA（Field Programmable Gate Array）により形成された構成であってもよい。または、画像生成部15は、上記した制御部11のCPUおよびRAMにより画像データ生成に係る処理が行われるように構成されていてもよい。

【0027】

画像処理部16は、図2に示すように、記憶部161と、穿刺針抽出部162と、穿刺針画素合成部163と、を備える。記憶部161は、画像生成部15で処理されてリアルタイム表示（あるいはリアルタイム表示に準じた表示）に用いられる診断用画像データを直近の所定フレーム数分記憶する。記憶部161は、例えば、DRAM（Dynamic Random Access Memory）等の揮発性メモリ、または高速書き換えが可能な各種不揮発性メモリであってもよい。

【0028】

記憶部161に記憶された診断用画像データは、制御部11の制御に従って読み出され、表示部19に送信されたり、通信部（図示せず）を介して超音波診断装置100の外部に出力されたりする。

【0029】

穿刺針抽出部162は、画像生成部15が生成した超音波画像データ内における穿刺針3に対応する画素を抽出する。抽出される画素は、超音波画像データ内における穿刺針3全体に対応する複数の画素であることが好ましいが、検出精度や画像データの解像度等に応じて、穿刺針3の先端部分のみを含む所定範囲の画素としてもよい。穿刺針抽出部162の処理は、専用のCPUおよびRAMが実行してもよいし、画像処理部16のCPUおよびRAMが実行するようにしてもよいし、制御部11のCPUおよびRAMが実行するようにしてもよい。穿刺針抽出部162による穿刺針抽出動作の詳細については後述する。

【0030】

10

20

30

40

50

穿刺針画素合成部 163 は、穿刺針抽出部 162 が抽出した穿刺針 3 に対応する画素を、他の超音波画像データに合成する穿刺針画素合成動作を行う。穿刺針画素合成部 163 による穿刺針画素合成動作の詳細については後述する。

【0031】

操作入力部 18 は、押しボタン、スイッチ、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル、または、これらの組み合わせにより構成される。操作入力部 18 は、ユーザーの入力操作を操作信号に変換し、制御部 11 に出力する。

【0032】

表示部 19 は、LCD (Liquid Crystal Display)、有機 EL (Electro-Luminescent) ディスプレイ、無機 EL ディスプレイ、プラズマディスプレイ、CRT (Cathode Ray Tube) ディスプレイ等の表示デバイスである。表示部 19 は、制御部 11 から出力された制御信号や、画像処理部 16 で生成された画像データに従って表示画面 (各表示画素) の駆動信号を生成し、表示画面上に超音波診断に係るメニュー、ステータスや、受信された超音波に基づく計測データの表示を行う。

【0033】

操作入力部 18 および / または表示部 19 は、超音波診断装置本体 1 の筐体と一体に設けられたものであってもよいし、各種ケーブルを介して外部に取り付けられるようにしてもよい。

【0034】

超音波探触子 2 は、制御部 11 の制御に基づいて、例えば 1 ~ 30 MHz 程度の超音波を発振して超音波送受信面から被検体に対して送信し、送信した超音波のうち被検体で反射された反射波 (エコー) を受信して受信信号に変換する。超音波探触子 2 は、超音波を送受信する複数の振動子 210 の配列である振動子配列 21 と、複数のスイッチング素子 230 と、スイッチング素子切替部 24 と、を備える。

【0035】

なお、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 では、超音波探触子 2 を、被検体の外部 (表面) から被検体内部に超音波を送信してその反射波を受信するものとして説明しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、超音波探触子 2 は、消化管や血管、体腔内等の被検体内部に挿入されて用いられるサイズ、形状としてもよい。

【0036】

振動子配列 21 は、圧電体の両端に電極を配置した圧電素子を備える複数の振動子 210 の配列である。

【0037】

図 3 は、超音波探触子 2 の振動子配列 21 について例示した図である。図 3 に示すように、振動子配列 21 は、走査方向と、この走査方向に直交する幅方向と、によって規定される二次元面内でマトリクス状に配列された複数の振動子 210 である。なお、複数の振動子 210 が配列される二次元面は、必ずしも平面でなくてもよい。なお、走査方向への振動子 210 の配列数は、通常は幅方向への振動子 210 の配列数よりも多いため、走査方向が長軸方向、幅方向が短軸方向となる。

【0038】

本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 では、図 3 に示すように、振動子配列 21 の短軸方向に沿って 3 つの振動子領域 210a、210b、210c が順に形成されている。以下では、短軸方向に沿って配置された 3 つの振動子領域 210a ~ 210c の組を、振動子列と称する。振動子列は、走査方向に沿って複数個配置されている。振動子領域 210a、210c は、振動子配列 21 の短軸方向における両端部を含む領域であり、振動子領域 210b は、振動子配列 21 の短軸方向における中央部を含む領域である。

【0039】

各振動子領域 210a ~ 210c に含まれる各振動子には、超音波診断装置本体 1 の送受信切替部 14 から送信信号が入力される。本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 においては、同じ振動子領域の振動子 210 には同時に送信信号が入力される。各振

10

20

30

40

50

動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c に含まれる各振動子 2 1 0 には、それぞれ送受信信号線 2 1 1 が接続されている。以下の説明において、簡単のため、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c の振動子 2 1 0 に接続される送受信信号線 2 1 1 をそれぞれ 1 つにまとめて送受信信号線 2 1 1 a ~ 2 1 1 c のように図示および記載する。

【 0 0 4 0 】

送受信信号線 2 1 1 a ~ 2 1 1 c を介して振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c の各振動子 2 1 0 に送信信号（電圧パルス）が入力されると、送信信号が入力された領域の振動子 2 1 0 から超音波が送信される。送信された超音波は、電圧パルスが供給された所定数の振動子列に含まれる振動子 2 1 0 の位置、方向、送信された超音波の収束方向およびタイミングのずれ（遅延）の大きさに応じた位置、方向に出射される。走査方向に沿って送信信号が供給される振動子列の数は、1 列ずつであってもよいし、複数列ずつであってもよい。

10

【 0 0 4 1 】

また、被検体で反射した超音波が振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c に入射すると、その音圧により各振動子 2 1 0 の圧電体の厚さが変動（振動）して当該変動量に応じた電荷が生じ、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c 毎に電荷量に応じた電気信号を受信信号として、送受信信号線 2 1 1 a ~ 2 1 1 c を介して超音波診断装置本体 1 の送受信切替部 1 4 に出力する。

【 0 0 4 2 】

送受信信号線 2 1 1 a ~ 2 1 1 c には、それぞれスイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c を介してスイッチング素子切替部 2 4 に接続されている。スイッチング素子切替部 2 4 は、レジスター 2 4 0（図 4 A および図 4 B を参照）を備え、あらかじめレジスター 2 4 0 に記憶されたスイッチング素子切替信号を所定周期毎にスイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c に出力する。

20

【 0 0 4 3 】

スイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c は、入力されたスイッチング素子切替信号に基づいてオンオフを切り替える。以下では、スイッチング素子切替部 2 4 によるスイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c の切替動作を、スイッチング素子切替動作と称する。スイッチング素子切替動作の詳細については後述する。なお、スイッチング素子切替信号は、シリアルに送信されてレジスター 2 4 0 に入力され、並列に各スイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c の動作を制御可能とすることで、制御部 1 1 とレジスター 2 4 0 との間の信号線の本数を低減している。

30

【 0 0 4 4 】

スイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c としては、例えば、F E T（電界効果トランジスタ）が用いられる。本発明において、スイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c は F E T に限定されないが、電力消費量や超音波送受信に係る耐压性能等を考慮した素子を用いることが好適である。

【 0 0 4 5 】

スイッチング素子切替信号によってスイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c のいずれかがオフになると、超音波診断装置本体 1 から出力された送信信号はオフになったスイッチング素子に対応する振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c に入力されず、また振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c が出力する受信信号は超音波診断装置本体 1 へ入力されない。スイッチング素子 2 3 0 がオンになると、超音波診断装置本体 1 から出力された送信信号が振動子 2 1 0 に入力されるとともに、振動子 2 1 0 が出力する受信信号が超音波診断装置本体 1 へ入力される。

40

【 0 0 4 6 】

ケーブル 5 は、その両端にそれぞれ超音波診断装置本体 1 とのコネクター（図示略）および超音波探触子 2 とのコネクター（図示略）を有し、超音波探触子 2 は、このケーブル 5 により超音波診断装置本体 1 に対して着脱可能に構成されている。ケーブル 5 は、超音波探触子 2 と一体に形成されていてもよい。

【 0 0 4 7 】

50

< スイッチング素子切替動作の詳細 >

次に、超音波探触子 2 のスイッチング素子切替部 2 4 が行うスイッチング素子切替動作について詳細に説明する。スイッチング素子切替部 2 4 によるスイッチング素子切替動作は、例えば超音波診断装置本体 1 の制御部 1 1 の制御に基づいて行われる。

【 0 0 4 8 】

スイッチング素子切替部 2 4 は、あらかじめ定められた周期でスイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c の切替動作を行う。より具体的には、スイッチング素子切替部 2 4 は、所定周期毎に、スイッチング素子 2 3 0 b に対してスイッチング素子切替信号を出力し、スイッチング素子 2 3 0 a、2 3 0 c に対してはスイッチング素子切替信号を出力しない。所定周期とは、例えば超音波画像データの生成フレーム毎である。

10

【 0 0 4 9 】

すなわち、スイッチング素子 2 3 0 a、2 3 0 c は常にオンとなり、スイッチング素子 2 3 0 b は所定周期毎にオンオフを繰り返すことになる。これにより、振動子領域 2 1 0 a、2 1 0 c の振動子 2 1 0 は超音波を送信し続けることになり、振動子領域 2 1 0 b の振動子 2 1 0 は所定周期毎に超音波の送信と停止とを繰り返すことになる。図 4 A は、スイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c がすべてオンの状態における振動子配列 2 1 の短軸方向に沿った断面構造を例示した図である。図 4 B は、スイッチング素子 2 3 0 a、2 3 0 c がオンの状態における振動子配列 2 1 の短軸方向に沿った断面構造を例示した図である。図 4 A および図 4 B は、図 3 の A - A 断面図である。

20

【 0 0 5 0 】

なお、図 4 A および図 4 B に示すように、超音波探触子 2 には、1 つの振動子列に含まれる 3 つの振動子領域 2 1 0 a、2 1 0 b、2 1 0 c の超音波出射方向を覆うように凸レンズ形状の音響レンズ 2 2 が設けられている。音響レンズ 2 2 は、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c から送信される超音波の送信方向と、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c に入射する超音波（エコー）の受信方向が屈折し、超音波探触子 2 の短軸方向にその送受信幅が収束される。音響レンズ 2 2 の材料には、例えば、シリコンが用いられる。または、音響レンズ 2 2 の材料として、所望の超音波屈折率に応じて適宜その他の材質が選択されてもよい。

【 0 0 5 1 】

なお、図 4 A および図 4 B に示す音響レンズ 2 2 およびレジスタ 2 4 0 は、図 3 では図示を省略する。

30

【 0 0 5 2 】

図 4 A に示すように、スイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c がすべてオンである場合、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c のすべての振動子 2 1 0 に送信信号が入力され、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c のすべての振動子 2 1 0 から超音波が送信される。一方、図 4 B に示すように、スイッチング素子 2 3 0 a、2 3 0 c がオンである場合、振動子領域 2 1 0 a と振動子領域 2 1 0 c の振動子 2 1 0 には送信信号が入力されて振動子領域 2 1 0 b の振動子 2 1 0 には送信信号が入力されない。このため、スイッチング素子 2 3 0 a、2 3 0 c がオンである場合、振動子領域 2 1 0 a、2 1 0 c の振動子 2 1 0 から超音波が送信されて振動子領域 2 1 0 b の振動子 2 1 0 からは超音波が送信されない。以下の説明において、図 4 A に示す振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c のすべての振動子 2 1 0 から超音波が送信される状態を画質優先モード、図 4 B に示す振動子領域 2 1 0 a、2 1 0 c の振動子 2 1 0 から超音波が送信される状態を針視認優先モードと称する。画質優先モードは本発明の第 2 状態の一例であり、針視認優先モードは本発明の第 1 状態の一例である。また、画質優先モードにて送信された超音波が被検体によって反射された超音波を振動子 2 1 0 が受信して生成した受信信号が第 2 受信信号の一例であり、針視認優先モードにて送信された超音波が被検体によって反射された超音波を振動子 2 1 0 が受信して生成した受信信号が第 1 受信信号の一例である。

40

【 0 0 5 3 】

図 5 は、スイッチング素子 2 3 0 a ~ 2 3 0 c のオンオフと超音波の送信方向との関係

50

を示す図である。図 5 の横軸は振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c の振動子 2 1 0 からの深度方向における深度、縦軸は短軸方向における中央部からの距離にそれぞれ対応している。すなわち、図 5 の点線および実線は、図 5 の左端中央付近に位置する振動子 2 1 0 から送信される超音波の送信方向を示している。すなわち、図 5 は、超音波探触子 2 の短軸方向における送信超音波（超音波ビーム）の広がり为例示したものである。図 5 における点線は、画質優先モードにおける送信超音波の広がり、図 5 における実線は、針視認優先モードにおける送信超音波の広がり、それぞれ対応している。本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 0 では、図 5 に例示したように、短軸方向の中央部（図 5 における縦軸の「0」に相当）を通り短軸方向に垂直な方向（超音波送受信方向）に対して超音波ビームが線対称となっている。

10

【0054】

画質優先モードでは、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c のすべての振動子 2 1 0 から超音波が送信されることで、図 5 に示すように比較的ビーム幅が絞られた超音波ビームとなる。画質優先モードでは、比較的ビーム幅が絞られた超音波ビームを用いるため、画質優先モードにおける受信信号である第 2 受信信号を用いて画像生成部 1 5 が超音波画像データを生成すると、比較的アーチファクトが少なく、画質が良好な超音波画像データが生成される。

【0055】

針視認優先モードでは、短軸方向の中央部を挟んだ両端部である振動子領域 2 1 0 a、2 1 0 c の振動子 2 1 0 から超音波が送信されることで、意図的に干渉を生じさせてサイドローブを多く発生させている。このため、針視認優先モードでは、図 5 に示すように比較的ビーム幅を広げた超音波ビームとなる。

20

【0056】

針視認優先モードでは、超音波ビームが比較的広がっているため、例えば穿刺針 3 が曲がってしまい、超音波の波面から多少外れてしまったとしても、穿刺針 3 が超音波ビームの照射範囲内に収まりやすくなる。同様に、針視認優先モードでは、超音波ビームが比較的広がっているため、例え細い針であっても探しやすくなる。これにより、針視認優先モードにおける受信信号である第 1 受信信号を用いて画像生成部 1 5 が生成した超音波画像データでは、穿刺針 3 の視認性が向上する。

【0057】

なお、上記スイッチング素子切替動作の説明において、振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c の振動子 2 1 0 から超音波が送信される場合について説明したが、被検体によって反射された超音波を振動し 2 1 0 a ~ 2 1 0 c の振動子 2 1 0 が受信する場合についても同様である。

30

【0058】

ところで、針視認優先モードにおいては、振動子領域 2 1 0 b の振動子 2 1 0 を用いないため、画質優先モードと比較して超音波の送信強度が低下する。これに伴って超音波の受信強度も低下するため、針視認優先モードにおいて振動子 2 1 0 が生成した第 1 受信信号に基づいて画像生成部 1 5 が超音波画像データを生成する場合に、受信強度に低下分に対応する係数を乗じて輝度分布（ゲイン）を揃える（正規化する）ことで見やすい超音波画像データを生成することができる。また、画像生成部 1 5 は、超音波の送信に係る矩形波パルスの電圧振幅を変化（上昇）させることで受信強度を上昇させるようにしてもよい。

40

【0059】

また、針視認優先モードにおける超音波の送受信強度の低下に伴い、S / N 比が大きく低下するので、穿刺針 3 が確実に検出される S / N 比（受信強度）となるように振動子領域 2 1 0 a ~ 2 1 0 c の幅や電圧振幅等をあらかじめ設定しておくことが望ましい。

【0060】

< 穿刺針抽出動作および穿刺針画素合成動作の詳細 >

次に、画像処理部 1 6 の穿刺針抽出部 1 6 2 が行う穿刺針抽出動作、および穿刺針画素

50

合成部 163 による穿刺針画素合成動作について詳細に説明する。図 6 は、穿刺針抽出動作、および穿刺針画素合成動作について説明するための図である。

【0061】

上記したように、スイッチング素子切替部 24 のスイッチング素子切替動作によって所定周期毎に画質優先モードと針視認優先モードとが切り替えられる。画像生成部 15 は、画質優先モードにおける第 2 受信信号を用いて、比較的画質が良好な生体組織の超音波画像である画質優先画像データを生成する。また、画像生成部 15 は、針視認優先モードにおける第 1 受信信号を用いて、比較的穿刺針 3 の視認性が優れた超音波画像である針視認優先画像データを生成する。画質優先画像データは本発明の第 2 超音波画像データの一例であり、針視認優先画像データは本発明の第 1 超音波画像データの一例である。

10

【0062】

穿刺針抽出部 162 は、画質優先画像データおよび針視認優先画像データを用いて、穿刺針 3 に対応する画素を抽出する。具体的には、穿刺針抽出部 162 は、以下のような方法で穿刺針 3 に対応する画素を抽出する。すなわち、穿刺針抽出部 162 は、画質優先画像データと針視認優先画像データとの輝度値を空間的に対応する位置毎に比較し、針視認優先画像データの輝度値の方が大きい位置において、針視認優先画像データの輝度値を穿刺針 3 に対応する画素値とする。これにより、穿刺針 3 に対応する画素のみを抽出することができる。

【0063】

なお、穿刺針抽出部 162 は、針視認優先画像データの輝度値の方が大きい位置において、単に針視認優先画像データの輝度値を穿刺針 3 に対応する画素値とするのではなく、以下のような方法を用いて穿刺針 3 に対応する画素を抽出してもよい。すなわち、針視認優先画像データの輝度値の方が大きい位置において、例えば画質優先画像データの輝度値と針視認優先画像データの輝度値との加減算処理を行ったり、平均値を取ったりして得られた値を穿刺針 3 に対応する画素値としてもよい。

20

【0064】

図 6 に示すように、穿刺針抽出部 162 が穿刺針 3 に対応する画素を抽出すると、穿刺針画素合成部 163 は、画質優先画像データに穿刺針 3 に対応する位置の画素値を合成する。これにより、穿刺針 3 の視認性が優れ、かつ画質が比較的良好的な超音波画像データ（以下、合成画像データ）を生成することができる。

30

【0065】

なお、穿刺針抽出部 162 が穿刺針抽出動作を行う際に、画質優先画像データおよび/または針視認優先画像データの輝度値を調整する処理を行うことで、穿刺針画素合成部 163 が生成する合成画像データを見やすい画像データとするようにしてもよい。穿刺針 3 のような被検体よりも硬い物質は、被検体のような生体物質と比較して音響インピーダンスが非常に大きいため、超音波画像データにおいて穿刺針 3 は生体物質と比較して高輝度に描画されやすい。このため、例えば針視認優先画像データにおける穿刺針 3 に対応する画素の輝度値を画質優先画像データに合わせて低減させることにより、より見やすい合成画像データを生成することができるようになる。

【0066】

40

< 超音波診断装置の動作例 >

次に、超音波診断装置 100 において、穿刺針 3 を使用する場合の動作例について説明する。図 7 は、穿刺針 3 を使用する場合の超音波診断装置 100 の動作例を示すフローチャートである。

【0067】

ステップ S1 において、画像生成部 15 は、針視認優先画像データを生成する。具体的には、上記したように、超音波探触子 2 のスイッチング素子切替部 24 が、振動子領域 210a、210c の振動子 210 に送信信号が入力され、振動子領域 210b の振動子 210 には送信信号が入力されないようにスイッチング素子 230b を切り替えることで、振動子領域 210a、210c の振動子 210 から超音波を送信させる針視認優先モード

50

に切り替える。そして、画像生成部 15 は、振動子領域 210 a、210 c の振動子 210 が受信した受信信号（第 1 受信信号）を用いて針視認優先画像データを生成する。

【0068】

ステップ S2 において、画像処理部 16 の穿刺針抽出部 162 は、ステップ S1 で生成された針視認優先画像データを用いて、穿刺針 3 に対応する画素を抽出する穿刺針抽出動作を行う。

【0069】

ステップ S3 において、画像生成部 15 は、画質優先画像データを生成する。具体的には、上記したように、超音波探触子 2 のスイッチング素子切替部 24 が、振動子領域 210 a ~ 210 c のすべての振動子 210 に送信信号が入力されるようにスイッチング素子 230 b を切り替えることで、振動子領域 210 a ~ 210 c のすべての振動子 210 から超音波を送信させる画質優先モードに切り替える。そして、画像生成部 15 は、振動子領域 210 a ~ 210 c の振動子 210 が受信した受信信号（第 2 受信信号）を用いて画質優先画像データを生成する。

【0070】

ステップ S4 において、画像処理部 16 の穿刺針画素合成部 163 は、ステップ S2 で抽出された穿刺針 3 に対応する画素と、ステップ S3 で生成された画質優先画像データとを合成することで、穿刺針 3 の視認性が優れ、かつ画質が比較的良好な合成画像データを生成する。

【0071】

ステップ S5 において、表示部 19 は、ステップ S4 で生成された合成画像データを表示する。

【0072】

なお、図 7 に示すフローチャートは、上記所定周期における 2 周期分の超音波診断装置 100 の動作を例示している。すなわち、図 7 のステップ S1 および S2 が 1 周期分、ステップ S3 および S4 が 1 周期分に対応する。ステップ S5 の動作は、いずれかの周期で行われればよい。

【0073】

例えば所定周期が超音波画像データの生成フレームに対応する場合には、超音波探触子 2 のスイッチング素子切替部 24 は 1 フレーム毎にスイッチング素子切替信号をスイッチング素子 230 a ~ 230 c に対して出力するので、画像生成部 15 は 1 フレーム毎に針視認優先画像データと画質優先画像データとを交互に生成する。この場合、ステップ S1 およびステップ S2 が 1 フレーム分の動作に対応し、ステップ S3 およびステップ S4 が他の 1 フレーム分の動作に対応する。従って、この場合、ステップ S5 において表示部 19 が表示する合成画像データのフレームレートは、通常（穿刺針 3 を使用しない場合）の半分となる。

【0074】

ステップ S5 が終了すると、超音波診断装置 100 の処理は、ステップ S1 に戻り、次の周期の針視認優先画像データの生成動作に移行する。

【0075】

なお、図 7 には、穿刺針 3 を使用する場合の超音波診断装置 100 の動作例を示したが、穿刺針 3 を使用しない場合、超音波診断装置 100 は、所定周期毎にスイッチング素子 230 a ~ 230 c の切り替えを行わず、画質優先モードのまま超音波画像データの生成を継続して行う。

【0076】

穿刺針 3 を使用する場合は、以下のような方法によって行えばよい。例えば、ユーザーが操作入力部 18 を介して、穿刺針 3 を使用することを超音波診断装置 100 に対して入力した場合に、超音波診断装置 100 は穿刺針 3 を使用する場合であると判断する。あるいは、例えば画質優先モードで画像生成部 15 が生成した画質優先画像データの全フレーム画像データに対して、穿刺針抽出部 162 が穿刺針抽出動作を試み、穿刺

10

20

30

40

50

針 3 に対応する画素が抽出された場合に、穿刺針 3 を使用する場合であると判断する。超音波診断装置 100 は、穿刺針 3 を使用する場合であると判断すると、図 7 のフローチャートの動作に移行すればよい。

【0077】

以上説明したように、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 は、少なくとも短軸方向の中央部を含む振動子領域 210b から超音波を送受信させず、振動子領域 210a, 210c から超音波を送受信させる針視認優先モードで出力された超音波の受信信号に基づいて生成された針視認優先画像データに基づいて、穿刺針を含む画像データを生成し、少なくとも振動子領域 210b から超音波を送受信させる画質優先モードで出力された超音波の受信信号に基づいて生成された画質優先画像データと針視認優先画像データとに基づいて合成画像データを生成する。

10

【0078】

このような構成により、超音波診断装置 100 は、針視認性優先モードでは、短軸方向の超音波ビームのビーム幅を画質優先モードより広くして得られた受信信号に基づいて、穿刺針 3 の視認性を向上させた針視認優先画像データを生成することができる。このため、穿刺針 3 を好適にモニタリングすることができる。

【0079】

また、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 において、超音波探触子 2 は、振動子領域 210a ~ 210c 毎に、振動子 210 からの超音波の送受信をオンまたはオフさせるスイッチング素子 230a ~ 230c と、穿刺針 3 が刺入される場合には、針視認性優先モードと画質優先モードとを交互に遷移するようにスイッチング素子 230a ~ 230c を所定周期毎に切り替えるスイッチング素子切替部 24 と、を有する。

20

【0080】

このような構成により、超音波診断装置 100 が照射する超音波ビームは比較的広がっているため、例えば被検体に刺入した穿刺針 3 が途中で曲がってしまった場合等、刺入角度があらかじめ設定された角度とは異なる角度となってしまうても、穿刺針 3 を見つけやすくなる。また、例え細い穿刺針が使用された場合であっても、穿刺針 3 を探しやすくなる。

【0081】

また、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 では、スイッチング素子切替部 24 は、針視認優先モードにおいて、短軸方向の中央部を通り短軸方向に対して垂直な方向に対して線対称である 2 つ以上の領域から超音波を送受信させるようにスイッチング素子 230a ~ 230c を切り替える。

30

【0082】

このような構成により、超音波診断装置 100 は、開口幅を変えることなく超音波ビーム幅を広げることができる。開口幅を変えることなく超音波ビームの幅を広げることにより、超音波ビームのスライス分解能を低下させることなく、穿刺針 3 を好適にモニタリングすることができる。

【0083】

なお、超音波診断装置において、開口幅を変えることなく超音波ビーム幅を広げることが好適である理由は、以下の通りである。超音波ビーム幅が狭い方が、通常はスライス分解能がよくなるため、超音波探触子の筐体設計の段階で、短軸方向の開口幅を短く設計する場合がある。本発明では、このように開口幅を狭く設計した場合でも、チャンネルの切り替えによりビーム幅を変化させることができるので、画質と針の視認性とを両立させることができる。

40

【0084】

< 変形例 >

以上、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。特許請求の範囲の記載範囲内において、当業者が想到できる各種の変更例または修正例についても、本発明の技術的範囲に含まれる。また、開示の趣旨を逸脱し

50

ない範囲において、上記実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

【0085】

上記した実施の形態では、振動子配列21は短軸方向に3つの振動子領域210a～210cを有するとしたが、本発明はこれに限定されない。短軸方向に3つより多くの振動子領域を設けるようにしてもよい。ただし、短軸方向に設けられる複数の振動子領域のうち、1つは短軸方向の中央部の振動子210を含む必要があるため、振動子配列21が有する振動子領域の数は奇数となる。

【0086】

短軸方向に3つより多くの振動子領域を設けた場合、短軸方向の超音波ビームのビーム幅を広げるために、中央部を含む振動子領域を除く振動子領域の振動子から超音波を送受信させる必要がある。この場合、超音波を送受信させる振動子領域は、必ずしも短軸方向の両端部を含む領域でなくともよい。具体的には、短軸方向に5つの振動子領域を設ける場合、3つ目の振動子領域が中央部を含む振動子領域であるとする、例えば1つ目と4つ目の振動子領域の振動子210からのみ超音波の送受信を行わせてもよいし、1つ目と5つ目の振動子領域の振動子210からのみ超音波の送受信を行わせてもよい。あるいは、2つ目と4つ目の振動子領域の振動子210からのみ超音波の送受信を行わせてもよいし、2つ目と5つ目の振動子領域の振動子210からのみ超音波の送受信を行わせてもよい。更に、1つ目、2つ目、および4つ目というように、複数の振動子領域の振動子から超音波の送受信を行わせてもよい。この場合、あらかじめ振動子領域の幅を調節する等して、超音波探触子2から送信される超音波ビームが、超音波送受信面に対して垂直な方向に送信されるようにすることが好ましい。

【0087】

また、上記した実施の形態では、図4Aおよび図4Bに示すように、振動子領域210aと振動子領域210cとが短軸方向の中央部を通り、かつ短軸方向に対して垂直な方向に対して線対称である。しかしながら、本発明はこれに限定されず、振動子領域210aと振動子領域210cとが線対称に配置されていなくともよい。振動子領域210aと振動子領域210cとが線対称に配置されていない場合には、超音波ビームは図5に例示するように短軸方向に垂直な方向に対して線対称のビームとはならないが、振動子領域210a、210cの振動子210から超音波が送信される場合、振動子領域210a～210cのすべての振動子210から送信される場合と比較してビーム幅が広がるため、穿刺針3の視認性を向上させるという観点から見れば好適である。

【産業上の利用可能性】

【0088】

本発明は、穿刺針を使用した超音波診断を行うことができる超音波診断装置に好適である。

【符号の説明】

【0089】

- 100 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 11 制御部
- 12 送信駆動部
- 13 受信処理部
- 14 送受信切替部
- 15 画像生成部
- 16 画像処理部
- 161 記憶部
- 162 穿刺針抽出部
- 163 穿刺針画素合成部
- 18 操作入力部
- 19 表示部

10

20

30

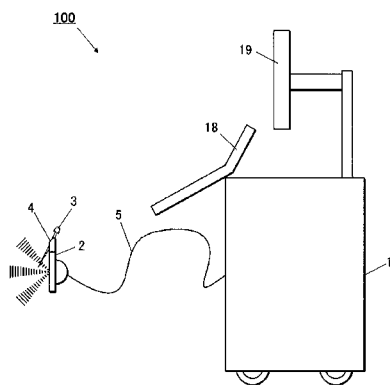
40

50

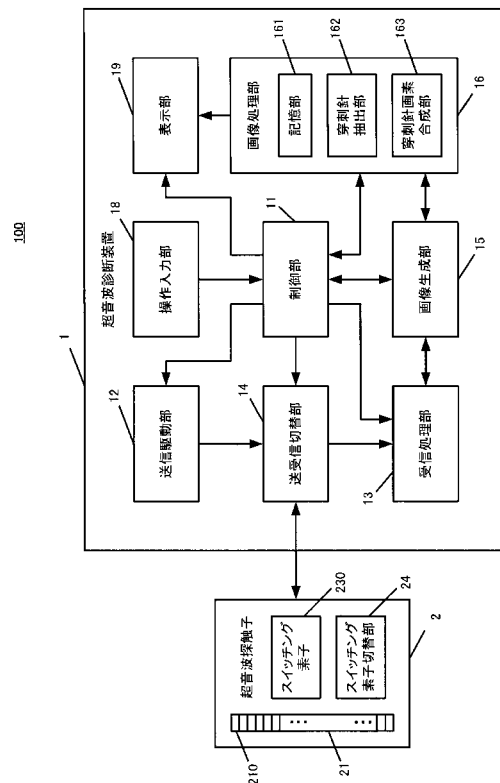
- 2 超音波探触子
- 2 1 振動子配列
- 2 2 音響レンズ
- 2 1 0 振動子
- 2 1 0 a , 2 1 0 b , 2 1 0 c 振動子領域
- 2 1 1 , 2 1 1 a , 2 1 1 b , 2 1 1 c 送受信信号線
- 2 3 0 , 2 3 0 a , 2 3 0 b , 2 3 0 c スイッチング素子
- 2 4 スイッチング素子切替部
- 2 4 0 レジスタ
- 3 穿刺針
- 4 取付部
- 5 ケーブル

10

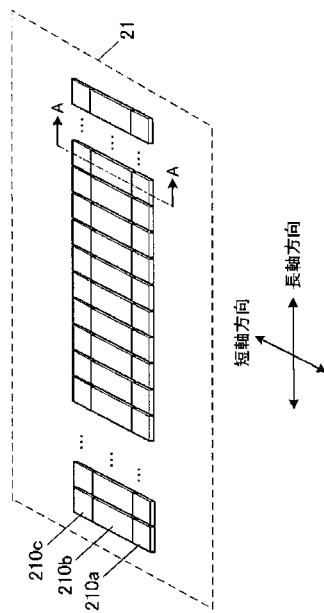
【図 1】



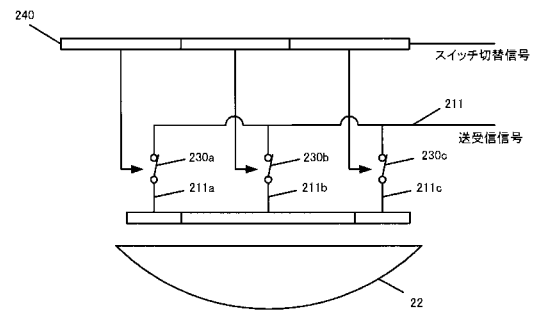
【図 2】



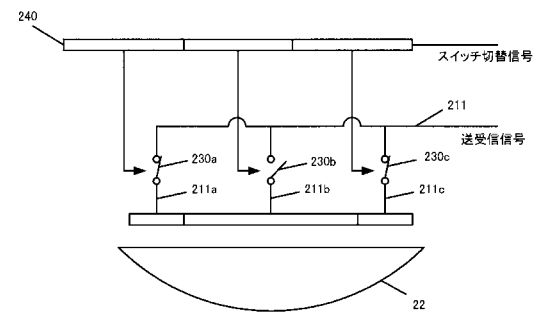
【図 3】



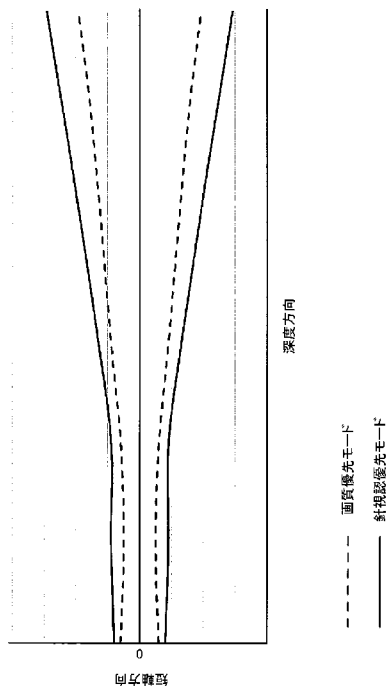
【図 4 A】



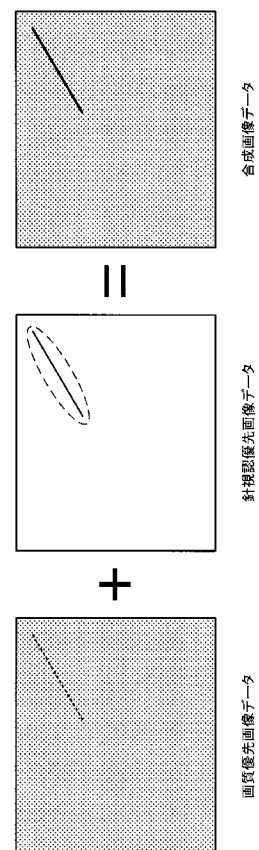
【図 4 B】



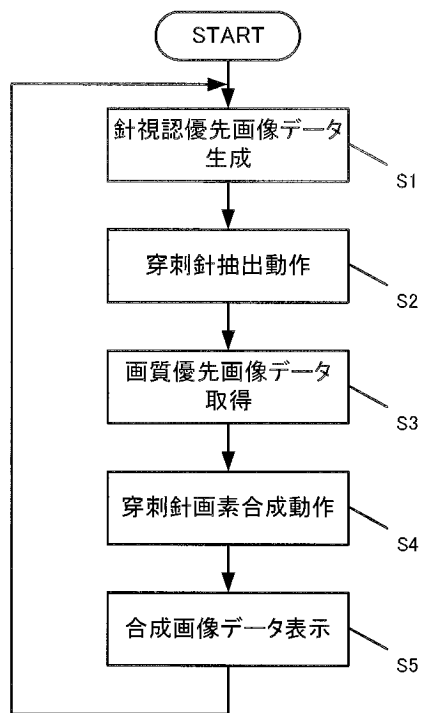
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声探头		
公开(公告)号	JP2018175373A	公开(公告)日	2018-11-15
申请号	JP2017079100	申请日	2017-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	内藤達也 奥田修平		
发明人	内藤 達也 奥田 修平		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4405 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/JC07 4C601/JC09 4C601/JC20 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够适当监测穿刺针的超声波诊断装置和超声波探头。 解决方案：换能器区域210a至少包括沿短轴方向的中心部分，并且不从换能器区域210b发送和接收超声波，210c基于在针观察优先模式下输出的超声波的接收信号产生的针观察优先图像数据，其中超声波从超声换能器210b发送和接收基于以图像质量优先模式输出的超声波的接收信号生成的图像质量优先图像，用于从/发送和接收超声波。并且基于数据和针查看优先图像数据生成合成图像数据。

