

(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2019-24777

(P2019-24777A)

(43) 公開日 平成31年2月21日(2019.2.21)

(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 21 頁)

(21) 出願番号 特願2017-146004 (P2017-146004)
 (22) 出願日 平成29年7月28日 (2017.7.28)

(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 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 西垣 森緒
 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 佐藤 利春
 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 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

最終頁に続く

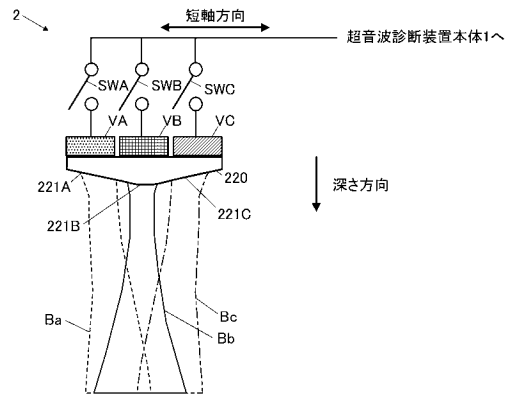
(54) 【発明の名称】 超音波探触子及び超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体内の穿刺針などの認識対象物の位置を正確かつ容易に認識できる超音波探触子を提供する。

【解決手段】超音波探触子2は、短軸方向に並んだ複数の長軸方向の列に配列され、超音波を送受信する複数の振動子VA、VB、VCと、超音波が通過される音響レンズ220と、各列の振動子VA、VB、VCへの駆動信号の入力及び受信信号の出力のオンオフを切替えるスイッチSWA、SWB、SWCと、を備える。音響レンズ220は、第1の所定の深さまで各列の振動子VA、VB、VCで送受信される複数の超音波ビームBa、Bb、Bcを排他的に形成する形状を有する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

短軸方向に並んだ複数の長軸方向の列に配列され、超音波を送受信する複数の振動子と、

前記超音波が通過される音響レンズと、

前記各列の振動子への駆動信号の入力及び受信信号の出力のオンオフを切替えるスイッチング素子と、を備え、

前記音響レンズは、第 1 の所定の深さまで前記各列の振動子で送受信される複数の超音波ビームを排他的に形成する形状を有する超音波探触子。

【請求項 2】

前記音響レンズは、前記第 1 の所定の深さまで前記各列の振動子で送受信される複数の超音波ビームを排他的かつほぼ隙間なく形成する形状を有する請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記音響レンズは、前記各列の振動子に対応するレンズ部を備え、

前記短軸方向の中心以外の列の振動子に対応するレンズ部は、前記短軸方向の中心の列の振動子に対応するレンズ部が形成する超音波ビーム側に偏向する超音波ビームを形成する非球面形状を有する請求項 1 又は 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記短軸方向の中心以外の列の振動子に対応するレンズ部は、前記短軸方向の中心へ前記第 1 の所定の深さよりも深い第 2 の所定の深さで集束する曲率を有する請求項 3 に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波探触子と、

前記スイッチング素子の切替えを介して、前記超音波探触子の各列の振動子に駆動信号を出力する送信部と、

前記スイッチング素子の切替えを介して、前記超音波探触子から前記各列の振動子に対応する受信信号を取得する受信部と、

前記各列に対応する受信信号から前記各列に対応する超音波画像データを生成する画像生成部と、

前記生成された複数の超音波画像データを合成して合成画像データを生成する画像処理部と、を備える超音波診断装置。

【請求項 6】

前記合成画像データを表示部に表示する表示制御部を備える請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像処理部は、前記複数の超音波画像データから認識対象物の部分画像を抽出し、当該抽出された部分画像を前記各列で別々に識別可能な表現にし、前記複数の超音波画像データのうちの 1 つと、前記各列で別々に識別可能な表現にされた部分画像と、を合成して合成画像データを生成する請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表現は、表示色、彩度、輝度、点滅の少なくとも 1 つである請求項 7 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、超音波探触子及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を被検体内部に照射し、その反射された超音波を受信して所定の信号デー

10

20

30

40

50

タ処理を行うことにより被検体の内部構造の超音波画像を生成する超音波診断装置が知られている。このような超音波診断装置は、医療目的の検査、治療や建築構造物内部の検査といった種々の用途に広く用いられている。

【0003】

超音波診断装置は、超音波画像を表示させるだけではなく、被検体内の特定の部位（ターゲット）のサンプルを採取したり、水分などを排出したり、あるいは、特定の部位に薬剤やマーカーなどを注入、留置したりする際に、これらに用いられる穿刺針とターゲットの位置とを視認しながら当該穿刺針をターゲット位置に向けて刺入する場合にも用いられる。このような超音波画像の利用により、被検体内のターゲットに対する処置を迅速、確実かつ容易に行うことができる。

10

【0004】

超音波診断装置では、一次元又は二次元マトリクス状に超音波の送受信を行う振動子が配列され、超音波の送受信を行う位置や方向を所定の配列方向に走査（特に、電子走査）させながら撮像を行うものが多く用いられている。穿刺針は、医師などの操作者の操作により、この走査方向（ラテラル方向）に沿って刺入されることで、被検体への刺入位置からターゲットへの到達までの間、継続的に撮像可能な範囲に位置する。穿刺針は、以前は、穿刺ガイドと呼ばれる超音波探触子に固定接続されたアタッチメントに取り付けられて刺入されていたが、現在では、操作者がフリーハンドで穿刺針を刺入することが多くなっている。

【0005】

20

このため、穿刺針は、被検体の内部状態、構造や穿刺針の先端形状などにより、必ずしも最初の刺入方向に正確に向かわなかったり、穿刺針が湾曲してしまったりする場合がある。その結果、穿刺針の先端が走査方向に垂直なエレベーション方向に撮像可能な範囲から外れて撮像がなされなくなる場合が生じていた。また、穿刺を用いず、単純に断面画像を得る場合であっても、操作者が不慣れな場合には、超音波探触子の姿勢を変更させてエレベーション方向の撮像範囲を微調整する際にも、適切な変更が行えず、所望の画像を得るのに手間を要する場合があった。

【0006】

このため、複数の振動子が2次元に配列された超音波探触子において、当該配列の長軸方向に垂直な短軸方向の複数の振動子の個々に対し送受信信号を入出力する遅延回路及び偏向切替スイッチを有する偏向制御回路備え、偏向制御回路により、送信信号のタイミングをずらし、受信信号に遅延をかけて加算することにより、超音波ビームを短軸方向に偏向して、ターゲットから短軸方向にずれた穿刺針を表示させる超音波診断装置が知られている（特許文献1参照）。

30

【0007】

また、複数の振動子が2次元に配列され全体が略同一曲率の音響レンズで覆われた超音波探触子において、複数の振動子が短軸方向に分割され、分割された一部の振動子群を送受信に用いることで、超音波ビームを短軸方向に偏向して、ターゲットから短軸方向にずれた穿刺針を表示させる超音波診断装置が知られている（特許文献2参照）。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2000-139926号公報

【特許文献2】特開2016-47191号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、特許文献1に記載の超音波診断装置では、超音波ビーム偏向のための振動子ごとの遅延回路が必要であり、装置のサイズ、コスト、発熱量が大きくなっていた。

【0010】

50

また、特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、上記遅延回路が必要でなく、装置のサイズ、コスト、発熱量が大きくなる。しかし、特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、略同一曲率の音響レンズを用いるので、短軸方向へ偏向をかけた超音波ビームと偏向をかけていない超音波ビームとに重複があるため、刺入した針先が両方の超音波ビームに含まれると、穿刺針の位置がどちらの超音波ビームに対応する位置にあるかを判別できなくなるおそれがあり、穿刺針の位置をより正確かつ容易に認識する要請がある。

【0011】

本発明の課題は、被検体内の穿刺針などの認識対象物の位置を正確かつ容易に認識することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明の超音波探触子は、短軸方向に並んだ複数の長軸方向の列に配列され、超音波を送受信する複数の振動子と

10

前記超音波が通過される音響レンズと、

前記各列の振動子への駆動信号の入力及び受信信号の出力のオンオフを切替えるスイッチング素子と、を備え、

前記音響レンズは、第 1 の所定の深さまで前記各列の振動子で送受信される複数の超音波ビームを排他的に形成する形状を有する超音波探触子。

【0013】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波探触子において、

前記音響レンズは、前記第 1 の所定の深さまで前記各列の振動子で送受信される複数の超音波ビームを排他的かつほぼ隙間なく形成する形状を有する。

20

【0014】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波探触子において、

前記音響レンズは、前記各列の振動子に対応するレンズ部を備え、

前記短軸方向の中心以外の列の振動子に対応するレンズ部は、前記短軸方向の中心の列の振動子に対応するレンズ部が形成する超音波ビーム側に偏向する超音波ビームを形成する非球面形状を有する。

【0015】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波探触子において、

前記短軸方向の中心以外の列の振動子に対応するレンズ部は、前記短軸方向の中心へ前記第 1 の所定の深さよりも深い第 2 の所定の深さで集束する曲率を有する。

30

【0016】

請求項 5 に記載の発明の超音波診断装置は、

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波探触子と、

前記スイッチング素子の切替えを介して、前記超音波探触子の各列の振動子に駆動信号を出力する送信部と、

前記スイッチング素子の切替えを介して、前記超音波探触子から前記各列の振動子に対応する受信信号を取得する受信部と、

40

前記各列に対応する受信信号から前記各列に対応する超音波画像データを生成する画像生成部と、

前記生成された複数の超音波画像データを合成して合成画像データを生成する画像処理部と、を備える。

【0017】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記合成画像データを表示部に表示する表示制御部を備える。

【0018】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置において、

前記画像処理部は、前記複数の超音波画像データから認識対象物の部分画像を抽出し、

50

当該抽出された部分画像を前記各列で別々に識別可能な表現にし、前記複数の超音波画像データのうちの１つと、前記各列で別々に識別可能な表現にされた部分画像と、を合成して合成画像データを生成する。

【0019】

請求項 8 に記載の発明は、請求項 7 に記載の超音波診断装置において、前記表現は、表示色、彩度、輝度、点滅の少なくとも１つである。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、被検体内の認識対象物の位置を正確かつ容易に認識できる。

【図面の簡単な説明】

10

【0021】

【図 1】本発明の実施の形態の超音波診断装置の全体図である。

【図 2】超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】超音波探触子における振動子の配列の一例を示す図である。

【図 4】(a) は、超音波ガイド下穿刺における平行法を示す概略図である。(b) は、超音波ガイド下穿刺における交差法を示す概略図である。

【図 5】超音波探触子の短軸方向における概略構成を示す図である。

【図 6】(a) は、第 1、第 2、第 3 の振動子の方位角に対する指向性を示す図である。(b) は、ピークを合せた第 1、第 2、第 3 の振動子の方位角に対する指向性を示す図である。

20

【図 7】通常の音響レンズで覆われた第 1、第 2、第 3 の振動子を示す図である。

【図 8】穿刺針画像表示処理を示すフローチャートである。

【図 9】(a) は、平行法における穿刺針の刺入のずれ角度を示す超音波探触子の上面概略図である。(b) は、平行法において第 2 の振動子のみを用いて生成した合成画像を示す図である。(c) は、平行法において第 1、第 2、第 3 の振動子を用いて生成した合成画像を示す図である。

【図 10】(a) は、交差法において第 2 の振動子のみを用いて生成した合成画像を示す図である。(b) は、交差法において第 1、第 2、第 3 の振動子を用いて生成した合成画像を示す図である。

【図 11】超音波探触子の短軸方向における第 1、第 2、第 3 の振動子による超音波ビーム形状を示す概略図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0022】

添付図面を参照して、本発明に係る実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【0023】

まず、図 1 及び図 2 を参照して、本実施の形態の超音波診断装置 U の全体の装置構成を説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波診断装置 U の全体図である。図 2 は、超音波診断装置 U の内部構成を示すブロック図である。

【0024】

40

図 1 に示すように、超音波診断装置 U 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、認識対象物としての処置具である穿刺針 3 と、を備える。

【0025】

穿刺針 3 は、ここでは、中空状の長針形状を有し、医師などの操作者によりフリーハンドで定められた角度で被検体に対して刺入される。穿刺針 3 は、患者などの被検体の採取する部位(ターゲット)又は注入される薬剤などの種別や分量に応じて適宜な太さ、長さや先端形状を有したものに換装されることが可能となっている。なお、超音波診断装置 U において、穿刺針 3 を穿刺方向に案内するアタッチメントとしての取付部や、超音波探触子 2 に固定的に設けられて穿刺針 3 を穿刺方向に案内する案内部が設けられる構成でもよ

50

い。

【0026】

超音波診断装置本体1には、操作入力部18と、出力表示部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、送信駆動部12、受信処理部13、送受信切替部14、画像生成部15、画像処理部16などを備えている。制御部11は、操作入力部18のキーボードやマウスといった入力デバイスに対する外部からの入力操作に基づき、超音波探触子2に駆動信号を出力して超音波を出力させ、また、超音波探触子2から超音波受信に係る受信信号を取得して各種処理を行い、必要に応じて出力表示部19の表示画面などに結果などを表示させる。

【0027】

制御部11は、CPU (Central Processing Unit)、HDD (Hard Disk Drive) 及びRAM (Random Access Memory)などを備えている。CPUは、HDDに記憶されている各種プログラムを読み出してRAMにロードし、当該プログラムに従って超音波診断装置Uの各部の動作を統括制御する。HDDは、超音波診断装置Uを動作させる制御プログラム及び各種処理プログラムや、各種設定データなどを記憶する。HDDには、特に、後述する穿刺針画像表示処理を行うための穿刺針画像表示プログラムが記憶されている。これらのプログラムや設定データは、HDDの他、例えば、SSD (Solid State Drive)を含むフラッシュメモリなどの不揮発性メモリを用いた補助記憶装置に読み書き更新可能に記憶させることとしてもよい。RAMは、SRAMやDRAMなどの揮発性メモリであり、CPUに作業用のメモリ空間を提供し、一時データを記憶する。

【0028】

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に供給する駆動信号を出力し、超音波探触子2に超音波を発信させる。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、及び、遅延回路を備えている。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)、電圧振幅及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駆動信号としての送信パルスを生成し、超音波探触子2の個々の振動子210ごと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。

【0029】

受信処理部13は、制御部11の制御に従って、超音波探触子2から入力された受信信号を取得する回路である。受信処理部13は、例えば、増幅器、A/D (Analog to Digital)変換回路、整相加算回路を備えている。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予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ごと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。

【0030】

送受信切替部14は、制御部11の制御に基づいて、振動子210から超音波を出射(送信)する場合に駆動信号を送信駆動部12から振動子210に送信させる一方、振動子210が出射した超音波に係る信号を取得する場合に受信信号を受信処理部13に出力させるための切り替え動作を行う。

【0031】

画像生成部15は、超音波の受信データに基づく診断用画像を生成する。画像生成部15は、受信処理部13から入力される音線データを検波(包絡線検波)して信号を取得し、また、必要に応じて対数増幅、フィルタリング(例えば、低域透過、スムージングなど)や強調処理などを行う。画像生成部15は、診断用画像の一つとして、当該信号強度に

10

20

30

40

50

応じた輝度信号で信号の送信方向（被検体の深さ方向）と超音波探触子 2 により送信される超音波の走査方向（ラテラル方向、振動子 2 1 0 の 2 次元配列の長軸方向）を含む断面内の二次元構造を表す断層画像としての B（Brightness）モード表示に係る各フレーム画像データを生成する。このとき、画像生成部 1 5 は、表示に係るダイナミックレンジの調整やガンマ補正などを行うことができる。この画像生成部 1 5 は、これらの画像生成に用いられる専用の CPU や RAM を備える構成とすることができる。又は、画像生成部 1 5 では、画像生成に係る専用のハードウェア構成が基板（ASIC（Application-Specific Integrated Circuit）など）上に形成されて、又は FPG A（Field Programmable Gate Array）により形成されて備えられていてもよい。或いは、画像生成部 1 5 は、制御部 1 1 の CPU 及び RAM により画像生成に係る処理が行われる構成であってもよい。

10

【0032】

画像処理部 1 6 は、記憶部 1 6 1、穿刺針同定部 1 6 2などを備える。記憶部 1 6 1 は、画像生成部 1 5 で処理されてリアルタイム表示やこれに準じた表示に用いられる診断用画像データ（フレーム画像データ）をフレーム単位で直近の所定フレーム数分記憶する。記憶部 1 6 1 は、例えば、DRAM（Dynamic Random Access Memory）などの揮発性メモリである。あるいは、この記憶部 1 6 1 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。記憶部 1 6 1 に記憶された診断用画像データは、制御部 1 1 の制御に従って読み出され、出力表示部 1 9 に送信されたり、図示略の通信部を介して超音波診断装置 U の外部に出力されたりする。このとき、出力表示部 1 9 の表示方式がテレビジョン方式の場合には、記憶部 1 6 1 と出力表示部 1 9 との間に D S C（Digital Scan Converter）が設けられて、走査フォーマットが変換された後に出力されればよい。

20

【0033】

穿刺針同定部 1 6 2 は、穿刺針 3 の位置を同定するための画像データを生成し、当該画像データに適宜な処理を行って穿刺針 3 の先端部分を含む位置の針部分画像を抽出して同定し、抽出した穿刺針 3 の針部分画像に色付けを行う。穿刺針同定部 1 6 2 は、画像処理部 1 6 の CPU 及び RAM を共用で用いてもよいし、各々専用の CPU 及び RAM を備えてもよい。あるいは、穿刺針同定部 1 6 2 は、制御部 1 1 の CPU 及び RAM により各種処理が行われてもよい。穿刺針同定部 1 6 2 は、同定された穿刺針 3 の先端位置情報を履歴として記憶保持することができる。

30

【0034】

穿刺針 3 の位置の同定方法としては、例えば、特許第 6 1 2 3 4 5 8 号公報に記載のように、複数フレームの超音波画像データからフレーム間の差分や相関をとることで動きの評価を示す動き評価情報を生成し、穿刺針の先端の移動速度を演算し、穿刺針の先端の移動速度と動き評価情報とから穿刺針の先端の位置を検出し、先端を含む穿刺針の位置を同定する方法がある。また、穿刺針 3 の先端の移動履歴に基づいてその後の先端の位置を推定し、当該推定位置を基準として先端を検出し、先端を含む穿刺針の位置を同定してもよい。また、輪郭検知を行って最初に得られた候補の中から操作者が操作入力部 1 8 への入力操作により選択し、当該選択された輪郭と類似する輪郭を上述の推定位置を基準として穿刺針の位置を検出することとしてもよい。

40

【0035】

操作入力部 1 8 は、押しボタンスイッチ、キーボード、マウス若しくはトラックボール又はこれらの組み合わせを備えており、ユーザーの入力操作を操作信号に変換し、超音波診断装置本体 1 に入力する。

【0036】

出力表示部 1 9 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）ディスプレイといった種々の表示方式のうち、何れかを用いた表示画面とその駆動部を備える。出力表示部 1 9 は、CPU 1 5 から出力された制御信号や、画像処理部 1 6 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

50

タの表示を行う。また、出力表示部 19 は、LED (Light Emitting Diode) ランプなどを別途備えて電源の投入有無などの表示を行う構成であってもよい。

【0037】

これらの操作入力部 18 や出力表示部 19 は、超音波診断装置本体 1 の筐体に一体となって設けられたものであっても良いし、RGB ケーブル、USB (Universal Serial Bus) ケーブルや HDMI (High-Definition Multimedia Interface) ケーブル (登録商標: HDMI) などを介して外部に取り付けられるものであってもよい。また、超音波診断装置本体 1 に操作入力端子や表示出力端子が設けられていれば、これらの端子に従来の操作及び表示用の周辺機器を接続して利用するものであってもよい。

【0038】

超音波探触子 2 は、超音波 (ここでは、1 ~ 30 MHz 程度) を発信して生体などの被検体に対して出射するとともに、出射した超音波のうち被検体で反射された反射波 (エコー) を受信して電気信号に変換する音響センサーとして機能する。

【0039】

超音波探触子 2 は、超音波を送受信する複数の振動子 210 と、振動子 210 に各々対応する複数のスイッチング素子 230 と、切替設定部 24 と、を備えている。なお、ここでは、超音波探触子 2 を外部 (体表面) から被検体内部に超音波を出射してその反射波を受信するものとしているが、超音波探触子 2 としては、消化管や血管などの内部や、体腔内などに挿入して用いるサイズ、形状のものも含まれる。操作者は、この超音波探触子 2 における超音波の送受信面、即ち、振動子 210 から超音波を出射する方向の面を被検体に所定の圧力で接触させて超音波診断装置 U を動作させ、超音波診断を行う。

【0040】

なお、振動子 210 の振動子の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア走査方式の電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクター走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

【0041】

振動子 210 は、圧電体とその変形 (伸縮) により電荷が現れる両端に設けられた電極とを有する圧電素子を備えた複数の振動子である。

【0042】

複数の振動子 210 のそれぞれに対して駆動信号としての電圧パルスが供給されることで、当該電圧パルスが供給された振動子の圧電体は、当該圧電体に生じる電界に応じて変形 (伸縮) し、超音波が発信される。発信された超音波は、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 210 の位置、方向、発信された超音波の集束方向及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。また、振動子 210 に所定の周波数帯の超音波 (被検体での反射波) が入射すると、その音圧により圧電体の厚さが変動 (振動) することで当該変動量に応じた電荷が生じ、当該電荷量に応じた電気信号に変換し、受信信号として出力される。

【0043】

切替設定部 24 は、超音波の送受信を振動子 210 の 2 次元配列の短軸方向 (エレベーション方向) にわたり行うための振動子 210 の送受信シーケンスの設定を記憶し、当該設定に応じた各振動子 210 に対応するスイッチング素子 230 のオンオフを切替動作させる。振動子 210 の送受信シーケンスについては、後述する。

【0044】

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) 及び超音波探触子 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。

【0045】

10

20

30

40

50

ここで、図3～図7を参照して、超音波探触子2のより詳細な構成および動作を説明する。図3は、超音波探触子2における振動子210の配列の一例を示す図である。図4(a)は、超音波ガイド下穿刺における平行法を示す概略図である。図4(b)は、超音波ガイド下穿刺における交差法を示す概略図である。図5は、超音波探触子2の短軸方向における概略構成を示す図である。図6(a)は、振動子VA, VB, VCの方位角に対する指向性を示す図である。図6(b)は、ピークを合せた振動子VA, VB, VCの方位角に対する指向性を示す図である。図7は、通常の音響レンズ220Dで覆われた振動子VA, VB, VCを示す図である。

【0046】

図3に示すように、超音波診断装置Uでは、振動子210は、所定のラテラル方向（走査方向）と、ラテラル方向に直交するエレベーション方向と、で規定される二次元面（平面でなくても良い）内でマトリクス状に配列された複数の振動子がある。通常、ラテラル方向への振動子210の配列数は、エレベーション方向への振動子210の配列数よりも多く、ラテラル方向が長軸方向、エレベーション方向が短軸方向となる。振動子210は、短軸方向に3列（列a, b, c）の振動子群を有し、各列で長軸方向に複数段（段1, 2...）の振動子が配列されている。ここで、列aの振動子群を便宜的に振動子VAと表現し、同様に、列b, cの振動子群を便宜的に振動子VB, VCと表現する。また、段x、列yの1つの振動子を、振動子Vxyと表現する。

【0047】

通常の本モード（断層）画像を生成する場合には、列bの振動子VBを用いて長軸方向に駆動する振動子を順次ずらしながら超音波の送受信を行う。

【0048】

ここで、図4(a)、図4(b)を参照して、超音波ガイド下における穿刺針3の穿刺法として、平行法と、交差法と、を説明する。

【0049】

図4(a)に示すように、平行法は、被検体SUの穿刺による組織取得などのターゲットTに向かって、長軸方向に平行に穿刺針3を刺入する方法である。図4(b)に示すように、交差法は、被検体SUのターゲットTに向かって、長軸方向に直交な方向に穿刺針3を刺入する方法である。平行法及び交差法は、用途により使い分けられる。穿刺を行なう部位や、穿刺の目的によりどちらの手法を用いるかが決まることが多いが、術者の経験値により選択される場合もある。

【0050】

平行法においては、穿刺針を刺入する場合、超音波探触子の長軸端から穿刺針を被検体SUに刺し、振動子VBに対応する1列の長軸の穿刺針で形成される断層面内を深いところに向かって刺入していることになる。この際に断層面内から穿刺針3が短軸方向に逸れてしまった場合、従来の超音波診断装置では、穿刺針3が描写されなくなってしまう。

【0051】

交差法においては、超音波探触子の短軸側から穿刺針3を被検体SUに斜めに刺入して、超音波探触子直下にあるターゲットTに刺入する。従来の交差法において、一般の超音波探触子を用いると、体表に刺した穿刺針3は、かなりの深さになっても超音波画像には表示されず、ターゲットTの直近において、初めて超音波画像に穿刺針の像が現れる。このため、刺入した穿刺針3が正しい方向に向かって進んでいるのかを知ることが難しい。

【0052】

本実施の形態では、平行法及び交差法のいずれにおいても、広い領域で穿刺針3を捕捉するため、同一時刻で、振動子VBによる超音波画像のフレームに加えて、振動子VAによる超音波画像のフレームと、振動子VCによる超音波画像のフレームと、を得るものとする。

【0053】

図5に示すように、超音波探触子2は、長軸端から見た短軸方向において、音響レンズ220と、振動子VA, VB, VCと、振動子VA, VB, VCにそれぞれ対応するスイ

10

20

30

40

50

ッティング素子 230 のスイッチ SWA, SWB, SWC と、を有する。なお、音響レンズ 220 と振動子 VA, VB, VC との間に配置される音響整合層や、振動子 VA, VB, VC の超音波出射方向と逆側に配置されるバック材などは、図示を省略しているものとする。

【0054】

音響レンズ 220 は、振動子 VA, VB, VC から出射された超音波ビーム（送信超音波）を集束させる非球面形状のレンズである。音響レンズ 220 は、振動子 VA から出射される超音波ビーム Ba が通過するレンズ部 221A と、振動子 VB から出射される超音波ビーム Bb が通過するレンズ部 221B と、振動子 VC から出射される超音波ビーム Bc が通過するレンズ部 221C と、を有する。

10

【0055】

スイッチ SWA は、切替設定部 24、ケーブル 5 を介して、送受信切替部 14 からの振動子 VA の各振動子への駆動信号の入力、受信信号の出力を独立にオンオフ可能なスイッチである。スイッチ SWB は、切替設定部 24、ケーブル 5 を介して、送受信切替部 14 からの振動子 VB の各振動子への駆動信号の入力、受信信号の出力を独立にオンオフ可能なスイッチである。スイッチ SWC は、切替設定部 24、ケーブル 5 を介して、送受信切替部 14 からの振動子 VC の各振動子への駆動信号の入力、受信信号の出力を独立にオンオフ可能なスイッチである。

【0056】

また、本実施の形態において、振動子 VA, VB, VC は、超音波ビーム Ba, Bb, Bc がある程度の深さまでおおよそ重ならず、かつ隙間があかないように、配置されている。

20

【0057】

振動子 VB の短軸幅は、通常の超音波走査に耐えうるだけの幅を持つ。振動子 VB を覆う音響レンズ 220 のレンズ部 221B は、通常の超音波走査に用いることが可能なビーム形成能力を有しているものとする。振動子 VA, VC の短軸幅は、振動子 VB より狭くともよいが、刺入された穿刺針 3 の反射波（エコー）が十分得られるだけの幅を持つものとする。なお、振動子 VA, VC を覆う音響レンズ 220 のレンズ部 221A, 221C は、レンズ部 221B に比べて曲率半径が大きくなるような非球面形状が望ましいが、斜め平坦の形状を用いることも可能である。また、斜めでなく平坦という形状もまったく不可ではないが、後に述べる振動子 VB による超音波ビーム Bb との融合を考えると斜めであるほうが望ましい。レンズ部 221B のレンズ形状も、通常の超音波走査において不都合（たとえばサイドローブが大きくなるなど）が起こらなければ、レンズ部 221A, 221C と滑らかに接続できるという利点において、非球面形状であってもよい。

30

【0058】

穿刺針 3 の位置を的確に捕捉するためには、振動子 VA, VB, VC で送受信される超音波ビーム Ba, Bb, Bc の占める位置は、排他的であることが望ましい。排他的であることによって穿刺針 3 からの反射波（エコー）は、振動子 VA, VB, VC のいずれか 1 つからの反射波にしか含まれないため、判別が容易になるためである。

【0059】

しかしながら、超音波ビームの指向性は、なだらかな裾野を持つ形状をしているために、各超音波ビーム Ba, Bb, Bc は裾野において重なりあうため、図 5 に示すように、完全に排他的にはならない。図 6 (a) は、ある深さにおける超音波ビーム Ba, Bb, Bc の重なりを示している。図 6 (a) において、横軸が短軸方向の方位角を示し、縦軸が指向性を示し、振動子 VA, VB, VC による超音波ビーム Ba, Bb, Bc のビーム形状が示されている。どの超音波ビームに穿刺針 3 の反射波が含まれるかの判別を容易にするためには、好ましくは隣接する超音波ビームが同じレベルになる点（図 6 (a) では点 ab、点 bc）は、送信又は受信の超音波ビームのピークから -6 [dB] ~ -12 [dB] であることが経験上明らかになっている。

40

【0060】

50

超音波ビームのピークに関しては振動子V Bによる超音波ビームB bのピークを基準とするのが望ましいが、例えば、振動子V Bの短軸幅に比較して、振動子V A, V Cの短軸幅が狭い場合には、超音波ビームB a, B cの高さが超音波ビームB bのピークの高さに比較して、低くなることが想定される。この超音波ビームの高さの差異については、あらかじめ計算により求めることができ、計算値を用いて補正することが可能である。図6 (b)は、図6 (a)の振動子V A, V Cの指向性のピークの高さを、振動子V Bの指向性の高さに揃えたものである。振動子間の感度に差異が大きい場合はこのようにして、針位置の捕捉を正確に行うことができるようになる。また、深さによっても振動子間の感度の差異が発生するので、差異が大きい場合は補正をおこなってもよい。

【0061】

ここで、本実施の形態における音響レンズ220の適切な形状を説明する。まず、図7に示すように、振動子V A, V B, V Cが、通常の短軸用レンズが単に接続された形状の音響レンズ220Dで覆われている構成を考える。この場合には、それぞれの振動子V A, V B, V Cからの超音波ビームは、矢印で図示したように平行な指向性を持つ。しかし、振動子V Bの超音波ビームは、振動子V B付近から焦点に向かって超音波ビームが細くなる。つまり、振動子V A及びV Cによる超音波ビームは、振動子V Bの細くなる超音波ビームの左右を埋める(指向性を持つ)必要がある。振動子V Aの超音波ビームと振動子V Bの超音波ビームとの指向性に、又は振動子V Cの超音波ビームと振動子V Bの超音波ビームとの指向性に、隙間(厳密には双方の超音波ビームの感度が低いゾーン)があると、その部分に穿刺針3が位置したときに、捕捉が困難になる。したがって、振動子V Aによる超音波ビーム、振動子V Cによる超音波ビームが内側に偏向するような音響レンズのレンズ形状であることが望ましい。

【0062】

しかし、振動子V A, V Cの超音波ビームが振動子V A, V Cに近い、浅い位置で集束すると、交差法の穿刺において、刺入した穿刺針3がなかなか超音波ビームの中に入らない、つまり捕捉できない。このことから考えると、振動子V A, V Cの超音波ビームは、偏向するが、集束位置が深い位置にある、又は集束しないことが望ましい。

【0063】

振動子V Aによる超音波ビーム、振動子V Cによる超音波ビームが内側に偏向するようなレンズ形状の音響レンズを用いた場合には、深さが深くなるにつれ、振動子V A, V Cによる超音波ビームは、振動子V Bによる中央の超音波ビームと重なってしまい、穿刺針3位置の判別ができなくなる。したがって、偏向角度はあまり大きすぎないようにし、臨床上問題がない深さまで、針位置の判別ができるよう、各振動子V A, V B, V Cによる超音波ビームが分離することが望ましい。

【0064】

どの深さまで分離されるのかは、診断部位にもよるが、例えば超音波探触子2として高周波リニアプローブを用いる場合においては、25~30[mm]までは分離可能であることが望ましい。上記のような条件に合う音響レンズの形状としては、図5に示すような非球面形状の音響レンズ220のレンズ形状が挙げられる。音響レンズ220においては、振動子V Bに対応するレンズ部221Bで曲率がきつく(曲率半径が小さく)、振動子V A及びV Cに対応するレンズ部221A, 221Cでは、曲率が緩い(曲率半径が大きい)形状となっている。

【0065】

平行法において、図5に示すように、音響レンズ220を用いるが、スイッチS W Bをオンにし、スイッチS W A, S W Cをオフにした場合には、振動子V Bを用いて超音波の送受信を行うが、この場合に動作については、上述したように、従来の超音波診断装置の超音波の送受信と変わらない。

【0066】

仮にスイッチS W Aをオンにし、スイッチS W B, S W Cをオフにした場合には、振動子V Aにより超音波の送受信が行われるが、振動子V Aに対応するレンズ部221Aが略

10

20

30

40

50

斜めの非球面形状であるために、超音波の送受信ビームは、振動子中心側に偏向し、かつ送受信ビームと中心線の交点は、振動子 V B に対応するレンズ部 2 2 1 B の集束点に比較して遠い位置になる。レンズ部 2 2 1 A , 2 2 1 C に曲率を設ける場合は、この交点付近で集束するような曲率にすることが望ましい。音響レンズ 2 2 0、振動子 V A , V B , V C により形成した各超音波の送受信ビームは、所望の深さまで、それぞれが重複することなく、また、隙間（センシング上の死角）があくこともない。本実施の形態では、平行法において、振動子 V B を用いた断層画像のほか、振動子 V A , V C のそれぞれを用いた断層画像を形成するため、振動子 V B による断層画像面から逸れた穿刺針を捕捉することが可能である。

【 0 0 6 7 】

また、交差法について、図 4 (b) に示すように、本実施の形態の超音波探触子 2 においては、被検体 S U 内のターゲット T は、振動子 V B による断層画像内にある。一方で刺入されてきた穿刺針 3 は、振動子 V A (又は振動子 V C) による断層画像において、通常超音波探触子を用いた場合に比較してかなり早くに捕捉可能である。一例としては、刺入角 4 5 度で深さ 1 c m のターゲットに対し刺入した場合、振動子 V B の超音波ビーム幅が 1 . 8 m m だとすると、通常超音波探触子では、ターゲット手前約 1 m m において初めて穿刺針が映ったのに対し、本実施形態の超音波探触子 2 では、約 4 m m 手前から確認が可能であった。このように、本実施の形態の交差法を行った場合、ターゲット T より、かなり手前から穿刺針 3 の位置の確認ができ、穿刺作業を容易にすることができる。

【 0 0 6 8 】

ここで、図 3 を参照して、本実施の形態の振動子 2 1 0 の送受信シーケンスを説明する。上述したように、音響レンズ 2 2 0、振動子 V A , V B , V C、スイッチ S W A , S W B , S W C を用いる構成において、振動子 V B で形成された超音波ビーム B b から逸脱した穿刺針 3 の反射波（エコー）を得るために、振動子 V A , V B を用いて超音波の送受信を行うが、この場合の走査（超音波送受信）は、例えば、振動子 V 1 a , V 1 b , V 1 c , V 2 a , V 2 b , V 2 c , V 3 a , V 3 b , V 3 c ... の順に行うことができる。このような走査シーケンスが、切替設定部 2 4 に記憶されている。

【 0 0 6 9 】

しかし、この場合、送受信回数が 3 倍となるため、B モード断層画像表示のフレームレートは 3 分の 1 に低下してしまう。そこで穿刺針 3 の捕捉のための振動子 V A , V C の走査を間引いて、例えば、振動子 V 1 a , V 1 b , V 1 c , V 2 b , V 3 a , V 3 b , V 3 c , V 4 b , V 5 a , V 5 b , V 5 c ... の順に行い、フレームレートの低下をおさえることも可能である。なお、上記の説明は、簡略化のため長軸方向に 1 つの振動子を用いる場合を説明したが、実際には長軸方向の送受信ビーム形成のために複数の振動子を用いる。また、この他に、すでに公知である長軸方向の並列受信などを用いてフレームレートを上げるなどの方法を適用することも可能である。

【 0 0 7 0 】

次に、図 8 ~ 図 1 1 を参照して、超音波診断装置 U の動作を説明する。図 8 は、穿刺針画像表示処理を示すフローチャートである。図 9 (a) は、平行法において穿刺針 3 のずれ角度を示す超音波探触子 2 の上面概略図である。図 9 (b) は、平行法において振動子 V B のみを用いて生成した超音波画像を示す図である。図 9 (c) は、平行法において振動子 V A , V B , V C を用いて生成した合成画像を示す図である。図 1 0 (a) は、交差法において振動子 V B のみを用いて生成した超音波画像を示す図である。図 1 0 (b) は、交差法において振動子 V A , V B , V C を用いて生成した合成画像を示す図である。図 1 1 は、超音波探触子 2 の短軸方向における振動子 V A , V B , V C による超音波ビーム B a b c を示す概略図である。

【 0 0 7 1 】

図 8 を参照して、超音波診断装置 U で実行される穿刺針画像表示処理を説明する。穿刺針画像表示処理は、医師などの操作者が被検体 S U の組織取得などを行う対象としてのターゲット T に穿刺針 3 を刺入する穿刺作業を行う場合に、被検体内の穿刺針 3 の B モード

10

20

30

40

50

断層画像をライブ表示して穿刺作業を補助する処理である。

【 0 0 7 2 】

予め、例えば、超音波診断装置 U が設けられた診察室で医師などの操作者が待機し、被検体 S U としての患者が当該診察室に入室してベッドに横になり、穿刺針 3 を用いた穿刺作業の準備ができているものとする。そして、超音波診断装置 U において、操作入力部 1 8 を介して、操作者から穿刺針画像表示処理におけるフレームレートなどの各種設定情報入力及び穿刺針画像表示処理の実行指示を受け付けたことをトリガとして、制御部 1 1 は、ROM に記憶された穿刺針画像表示プログラムに従い、穿刺針画像表示処理を実行する。

【 0 0 7 3 】

先ず、制御部 1 1 は、送信駆動部 1 2 に駆動信号を生成開始させ、送受信切替部 1 4 を介して、切替設定部 2 4 に記憶された送受信シーケンスに応じたスイッチング素子 2 3 0 のスイッチングにより、当該駆動信号を振動子 V A , V B , V C の各振動子に入力して送信超音波を出射し、反射超音波（エコー）を受信させ、送受信切替部 1 4 を介して、受信処理部 1 3 に受信信号を取得させる（ステップ S 1 1）。ステップ S 1 1 で得られる受信信号は、各振動子 V A , V B , V C に対応する同一時刻のフレームごとの受信信号が送受信シーケンスに応じた順に取得されていく。

【 0 0 7 4 】

そして、制御部 1 1 は、画像生成部 1 5 により、ステップ S 1 1 で受信処理部 1 3 から入力された振動子 V A に対応する受信信号から 1 フレームの B モード画像データを生成させる（ステップ S 1 2）。そして、制御部 1 1 は、穿刺針同定部 1 6 2 により、ステップ S 1 2 で生成された振動子 V A に対応する B モード画像データから穿刺針 3 の針部分画像を抽出する（針部分画像以外の部分を捨てる）（ステップ S 1 3）。そして、制御部 1 1 は、穿刺針同定部 1 6 2 により、ステップ S 1 3 で生成された画像データの針部分画像に振動子 V A を示す赤色を着色する（ステップ S 1 4）。

【 0 0 7 5 】

また、制御部 1 1 は、画像生成部 1 5 により、ステップ S 1 1 で受信処理部 1 3 から入力された振動子 V C に対応する受信信号から 1 フレームの B モード画像データを生成させる（ステップ S 1 5）。ステップ S 1 5 で生成される B モード画像データは、ステップ S 1 2 で生成された B モード画像データと同時刻のフレームとなる。そして、制御部 1 1 は、穿刺針同定部 1 6 2 により、ステップ S 1 5 で生成された振動子 V C に対応する B モード画像データから穿刺針 3 の針部分画像を抽出する（ステップ S 1 6）。そして、制御部 1 1 は、穿刺針同定部 1 6 2 により、ステップ S 1 6 で生成された画像データの針部分画像に振動子 V C を示す緑色を着色する（ステップ S 1 7）。

【 0 0 7 6 】

また、制御部 1 1 は、画像生成部 1 5 により、ステップ S 1 1 で受信処理部 1 3 から入力された振動子 V B に対応する受信信号から 1 フレームの B モード画像データを生成させる（ステップ S 1 8）。ステップ S 1 8 で生成される B モード画像データは、ステップ S 1 2 , S 1 5 で生成された B モード画像データと同時刻のフレームとなる。そして、制御部 1 1 は、穿刺針同定部 1 6 2 により、ステップ S 1 8 で生成された振動子 V B に対応する B モード画像データから穿刺針 3 の針部分画像を抽出する（ステップ S 1 9）。そして、制御部 1 1 は、穿刺針同定部 1 6 2 により、ステップ S 1 9 で生成された画像データの針部分画像に振動子 V B を示す青色を着色する（ステップ S 2 0）。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 1 4 , S 1 7 , S 2 0 では、振動子 V A , V B , V C のどれで得られた針部分画像かを、表現の種類としての色を異にしている。ステップ S 1 4 , S 1 7 , S 2 0 の色の組合せは、一例であり、これに限定されるものではなく、例えば、緑 - 青 - 紫というようなグラデーションを用いてもよい。さらに、各針部分画像の別々に識別可能な表現の種類を他の種類に変えることとしてもよい。例えば、各針部分画像の別々に識別可能な表現として、彩度、輝度を異にする構成でもよく、点滅の有無や間隔などを異にする構成

10

20

30

40

50

でもよく、複数種類の表現を組合せる構成でもよい。

【0078】

ステップS11, S12, S15, S18では、最初に入力された各種設定情報に対応した処理が実行される。また、穿刺針画像表示処理の実行中に、操作入力部18を介して操作者から適宜各種設定情報が変更入力される構成としてもよい。また、操作入力部18を介して操作者から、ステップS14, S17, S20における針部分画像の表現(色)が各種設定情報として入力される構成としてもよい。

【0079】

また、ステップS18の実行後、制御部11は、画像生成部15により、ステップS11で生成された1フレームの通常のBモード画像データを取得する(ステップS21)。そして、制御部11は、画像処理部16により、ステップS14で生成された赤の針部分画像と、ステップS17で生成された緑の針部分画像と、ステップS20で生成された青の針部分画像と、ステップS21で取得された1フレームのBモード画像データと、を合成させ、1フレームの合成画像データを生成させる(ステップS22)。そして、制御部11は、画像処理部16により、ステップS22で生成された1フレームの合成画像データを出力表示部19に表示させる(ステップS24)。

10

【0080】

そして、制御部11は、操作入力部18を介して、操作者から穿刺針画像表示処理の終了指示が入力されたか否かを判別する(ステップS24)。終了しない場合(ステップS24; NO)、ステップS11に移行される。終了する場合(ステップS24; YES)、穿刺針画像表示処理が終了する。

20

【0081】

次いで、図9、図10を参照して、平行法、交差法における穿刺針画像表示処理の画像例を説明する。

【0082】

図9を参照して、平行法で穿刺作業をする場合に、穿刺針画像表示処理で生成及び表示される画像を説明する。まず、図9(a)に示すように、平行法として、被検体SUの表面に当てられた超音波探触子2を上から見た場合に、超音波探触子2の下方にあるターゲットへ穿刺針3を刺入する例を説明する。超音波探触子2の長軸方向の中心線Cからの穿刺針3の軸方向のずれを穿刺針3のずれ角度として表す。図9(a)の状態において、操作者は、超音波探触子2の長軸端から穿刺針3を刺入開始し、この時点では穿刺針3の位置が合っているが、刺入を進めるにつれて、ずれ角度のために、穿刺針3の位置がターゲットから逸れていく。

30

【0083】

図9(a)に示す状態から穿刺針3が刺入され、穿刺針画像表示処理で、振動子VBのみを用いて、図9(b)に示す穿刺針3の針部分画像N12を有する超音波画像が表示されたものとする。つまり、ステップS11(振動子VBのみで送受信)、ステップS18~S23の実行により表示された合成画像が表示される。ただし、図9(b)の超音波画像では、青を「格子模様」で表現し、図9(c)、図10(a)、図10(b)でも同様であるものとする。図9(b)の超音波画像では、振動子VBの超音波ビームの領域に含まれる穿刺針3が青で示されている。

40

【0084】

そして、図9(b)の超音波画像の送受信と同じ状態かつ同じ時刻において、穿刺針画像表示処理で、振動子VA, VB, VCを用いて、図9(c)に示す合成画像を得た。ただし、図9(c)では、赤を「網掛け模様」で表現し、図10(b)でも同様であるものとする。図9(b)の合成画像では、振動子VBの超音波ビームの領域に含まれる穿刺針3の針部分画像N12が青で示されているとともに、矢印で示すように、振動子VAの超音波ビームの領域に含まれる穿刺針3の針部分画像N11が赤で示されている。

【0085】

図9(b)において、図9(c)の矢印と同じ位置に矢印を示したが、当該矢印の位置

50

での穿刺針 3 は視認できない。このように、平行法において、振動子 V A (又は V C) で捕捉した穿刺針 3 の針部分画像を、振動子 V B を用いた B モード画像に付加するのみで、穿刺針 3 が中心線 C からずれたか否か、また逸れた方向がどちらかを分かりやすく明確に示すことができる。

【 0 0 8 6 】

次いで、図 4 (b) に示すように、交差法として、被検体 S U の表面と 4 5 ° の角度をなす方向から、超音波探触子 2 の下方にあるターゲットへ穿刺針 3 を刺入する例を説明する。この状態から穿刺針 3 が刺入され、従来方式と同様に、穿刺針画像表示処理で、振動子 V B のみを用いて、図 1 0 (a) に示す穿刺針 3 の針部分画像 N 2 2 を有する超音波画像が表示されたものとする。つまり、ステップ S 1 1 (振動子 V B のみで送受信)、ステップ S 1 8 ~ S 2 3 の実行により表示された超音波画像である。

10

【 0 0 8 7 】

そして、図 1 0 (a) の超音波画像の送受信と同じ状態かつ同じ時刻において、穿刺針画像表示処理で、振動子 V A , V B , V C を用いて、図 1 0 (b) に示す合成画像を得た。ただし、図 1 0 (b) では、緑を「ハッチング」で表現した。図 1 0 (b) の合成画像では、振動子 V B の超音波ビームの領域に含まれる穿刺針 3 の針部分画像 N 2 2 が青で示されているとともに、振動子 V B の超音波断層画像の短軸方向の両隣に、振動子 V A の超音波ビームの領域に含まれる穿刺針 3 の針部分画像 N 2 1 が赤で示され、振動子 V C の超音波ビームの領域に含まれる穿刺針 3 の針部分画像 N 2 3 が緑で示されている。よって、振動子 V C 側の緑で示された浅い穿刺針 3 の一部と、振動子 V B に対応するターゲットの深さ付近の青で示された穿刺針 3 の一部と、振動子 V A 側の赤で示された深い穿刺針 3 の一部と、が 1 つの物体として連続的に視認できる。

20

【 0 0 8 8 】

このように、交差法において、振動子 V A , V C で捕捉した穿刺針 3 の針部分画像を、振動子 V B を用いた超音波画像に付加するのみで、穿刺針 3 が見える範囲を拡大でき、穿刺針 3 の深さを色でわかりやすく明確に示すことができ、安全な穿刺作業を行うことができる。

【 0 0 8 9 】

なお、穿刺針画像表示処理は、振動子 V A , V B , V C の全てを超音波画像生成に用いる構成であるが、深部描写能力を向上するのが好ましい。

30

【 0 0 9 0 】

2 次元配列された複数の振動子の短軸方向の中心の振動子を用いて比較的浅い部位を描出し、短軸方向の全ての振動子を用いて比較的深い部分を描出する手法については、既に知られている。図 1 1 に示すように、超音波探触子 2 において、短軸方向の全ての振動子 V A , V B , V C 及び音響レンズ 2 2 0 を用いて生成される超音波ビーム B a b c の焦点距離は、短軸方向の中心の振動子 V B 及び音響レンズ 2 2 0 のレンズ部 2 2 1 B を用いて生成される超音波ビーム B b の焦点距離よりも長い。

【 0 0 9 1 】

超音波探触子 2 で、比較的深い部位を描出する場合においては、振動子 V A , V C に対応するレンズ部 2 2 1 A , 2 2 1 C について、描出を行いたい深さで超音波ビーム B a c が短軸方向全体の中心 (振動子 V B の超音波ビーム B b の位置) を通過するようにすること、また、描出を行いたい深さで、超音波ビーム B a b c が集束するような曲率を持たせることで、深部描写能力を向上でき望ましい。この描出を行いたい深さは、各振動子 V A , V B , V C に対応する各超音波ビーム B a , B b , B c が排他的となる所定の深さよりも深くなる。

40

【 0 0 9 2 】

以上、本実施の形態によれば、超音波探触子 2 は、短軸方向に並んだ 3 つの長軸方向の列 a , b , c に配列され、超音波を送受信する複数の振動子 V A , V B , V C と、超音波が通過される音響レンズ 2 2 0 と、各列 a , b , c の振動子 V A , V B , V C への駆動信号の入力及び受信信号の出力をオン / オフするスイッチング素子 2 3 0 (スイッチ S W A

50

、SWB、SWC)と、を備える。音響レンズ220は、第1の所定の深さまで各列の振動子VA、VB、VCで送受信される複数の超音波ビームBa、Bb、Bcを排他的に形成する形状を有する。第1の所定の深さは、診断部位に応じた深さであり、例えば25～30[mm]である。

【0093】

このため、各列a、b、cの振動子VA、VB、VCを切替えて用いて生成した各列a、b、cのBモード画像データを合成することにより、その合成画像において、処置具として被検体内に刺入された穿刺針3の位置を正確かつ容易に認識できる。

【0094】

また、音響レンズ220は、第1の所定の深さまで各列の振動子VA、VB、VCで送受信される複数の超音波ビームBa、Bb、Bcを排他的かつほぼ隙間なく形成する形状を有する。このため、各列a、b、cのBモード画像データを合成した合成画像において、穿刺針3が見えなくなる領域を低減できる。

10

【0095】

また、音響レンズ220は、各列a、b、cの振動子VA、VB、VCに対応するレンズ部221A、221B、221Cを備える。短軸方向の中心以外の列a、cの振動子VA、VCに対応するレンズ部221A、221Cは、短軸方向の中心の列bの振動子VBに対応するレンズ部221Bが形成する超音波ビームBb側に偏向する超音波ビームBa、Bcを形成する非球面形状を有する。このため、第1の所定の深さまで各列a、b、cの振動子VA、VB、VCで送受信される複数の超音波ビームBa、Bb、Bcを排他的

20

【0096】

また、短軸方向の中心以外の列a、cの振動子VA、VCに対応するレンズ部221A、221Cは、短軸方向の中心へ第2の所定の深さで集束する曲率を有する。第2の所定の深さは、第1の所定の深さよりも深く、高い描写の描出を行いたい深さである。このため、振動子VA、VB、VCを全て用いた合成画像データにおいて、所望の第2の所定の深さで、描写能力を向上できる。

【0097】

また、超音波診断装置Uは、超音波探触子2と、スイッチング素子230の切替えを介して、超音波探触子2の各列a、b、cの振動子VA、VB、VCに駆動信号を出力する送信駆動部12と、スイッチング素子230の切替えを介して、超音波探触子2から各列a、b、cの振動子VA、VB、VCに対応する受信信号を取得する受信処理部13と、各列a、b、cに対応する受信信号から各列a、b、cに対応するBモード画像データを生成する画像生成部15と、生成された複数のBモード画像データを合成して合成画像データを生成する画像処理部16と、を備える。このため、各列a、b、cの振動子VA、VB、VCを用いたBモード画像データの合成画像において、被検体内の穿刺針3の位置を正確かつ容易に認識できる。

30

【0098】

また、制御部11は、合成画像データを出力表示部19に表示する。このため、表示された合成画像において、被検体内の穿刺針3の位置を正確かつ容易に認識できる。

40

【0099】

また、画像処理部16は、各列a、b、cの振動子VA、VB、VCに対応する3つのBモード画像データから穿刺針3の針部分画像を抽出し、抽出された針部分画像を各列a、b、cで別々に識別可能な表現としての表示色にし、3つのBモード画像データのうちの振動子VBに対応する1つのBモード画像データと、各列a、b、cで別々に識別可能な表示色にされた針部分画像と、を合成して合成画像データを生成する。このため、針部分画像の表示色の違いにより、被検体内の穿刺針3の位置をより正確かつより容易に認識できる。具体的には、平行法において、針部分画像の表示色の違いにより、穿刺針3が逸れたか否か及び逸れた方向(振動子VA側又は振動子VC側の方向)を正確かつ容易に視認できる。交差法において、表示色の違う針部分画像により、穿刺針3を大きく視認でき

50

、針部分画像の表示色の違いにより、穿刺針 3 の深さを正確かつ容易に視認できる。

【0100】

なお、上記実施の形態における記述は、本発明に係る好適な超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。

【0101】

例えば、上記実施の形態では、超音波診断装置 U が、超音波画像データとして B モード画像データを生成・表示する構成としたが、これに限定されるものではない。超音波診断装置 U が、超音波画像データとして他のモードの断層画像データを生成・表示する構成としてもよい。

【0102】

また、上記実施の形態では、短軸方向に 3 列の長軸方向の複数の振動子が配列された超音波探触子 2 を説明したが、これに限定されるものではない。短軸方向に 5 列、7 列... など、短軸方向の分割数（振動子数）をもっと多くしたり、複数の振動子を同時に使用するなどを行ない、排他的な領域の数を増やすことも考えられる。

【0103】

また、上記実施の形態では、認識対象物として、処置具としての穿刺針 3 の部分画像を超音波画像データから抽出して着色する構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、被検体内の血管などの部位を認識対象物とし、当該部位の部分画像を超音波画像データから抽出して着色（各列で別々に識別可能な表現に）する構成や、疑似的（簡易的）な 3 次元表示を行なうことも可能である。

【0104】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置 U を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【符号の説明】

【0105】

U 超音波診断装置

1 超音波診断装置本体

1 1 制御部

1 2 送信駆動部

1 3 受信処理部

1 4 送受信切替部

1 5 画像生成部

1 6 画像処理部

1 6 1 記憶部

1 6 2 穿刺針同定部

1 8 操作入力部

1 9 出力表示部

2 超音波探触子

2 1 0 , V A , V B , V C , V 1 a ... 振動子

2 2 0 , 2 2 0 D 音響レンズ

2 2 1 A , 2 2 1 B , 2 2 1 C レンズ部

2 3 0 スイッチング素子

S W A , S W B , S W C スイッチ

2 4 切替設定部

3 穿刺針

5 ケーブル

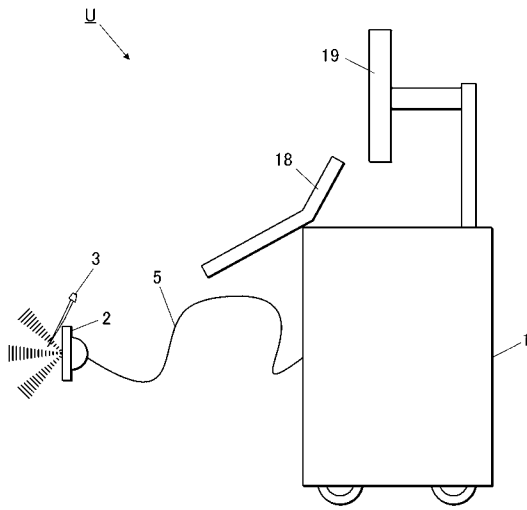
10

20

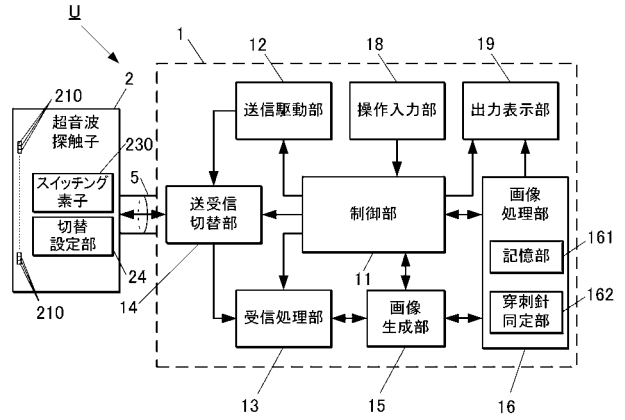
30

40

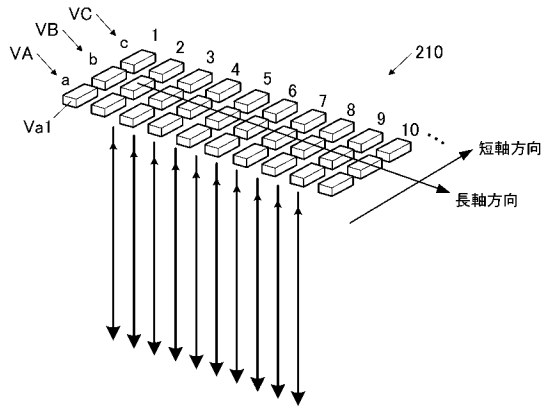
【 図 1 】



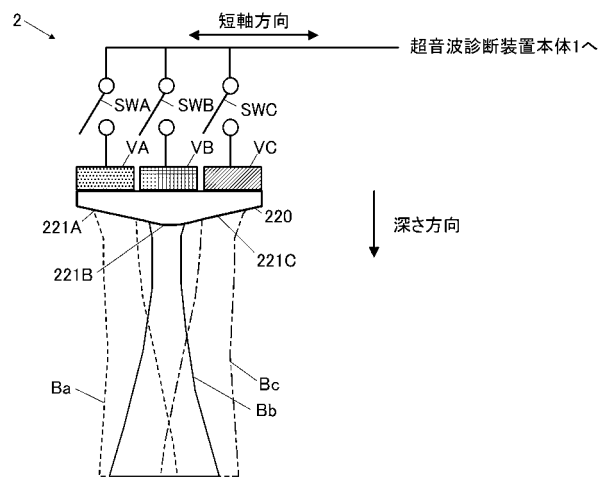
【 図 2 】



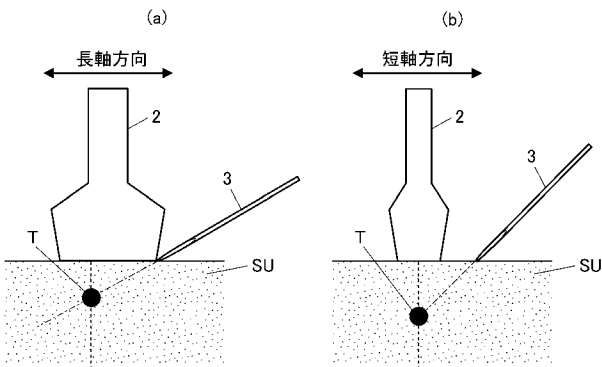
【 図 3 】



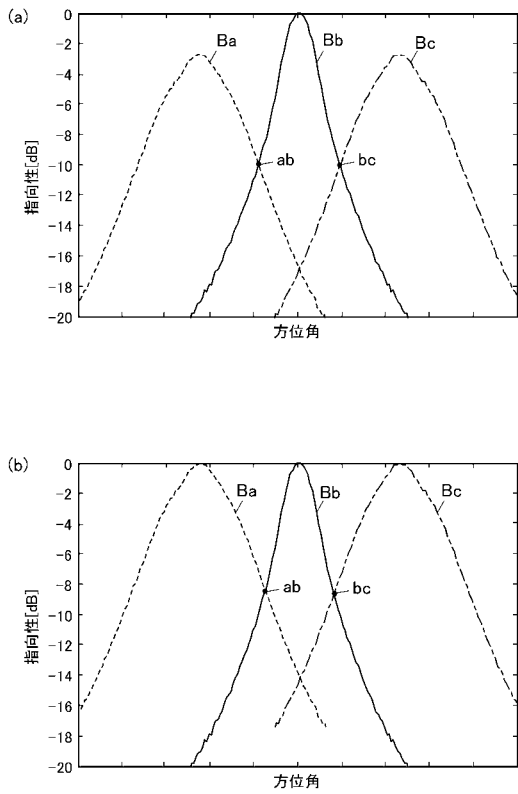
【 図 5 】



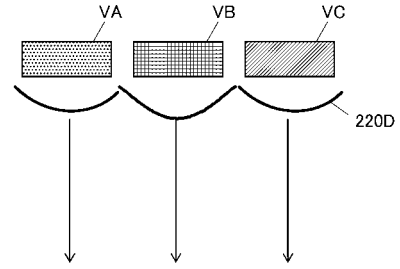
【 図 4 】



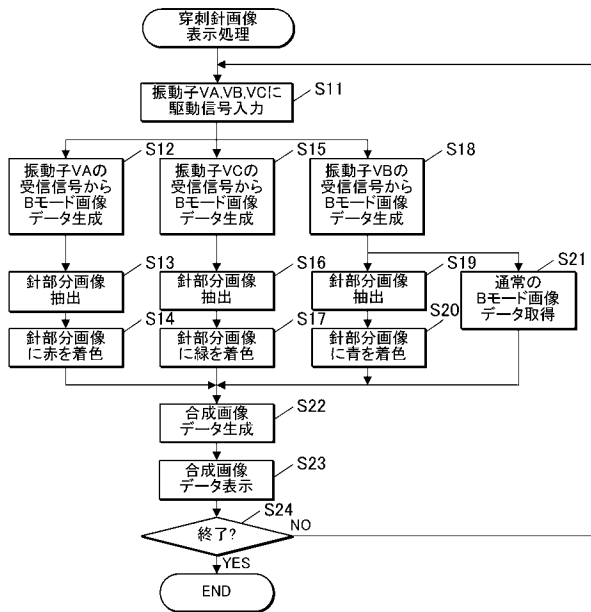
【 図 6 】



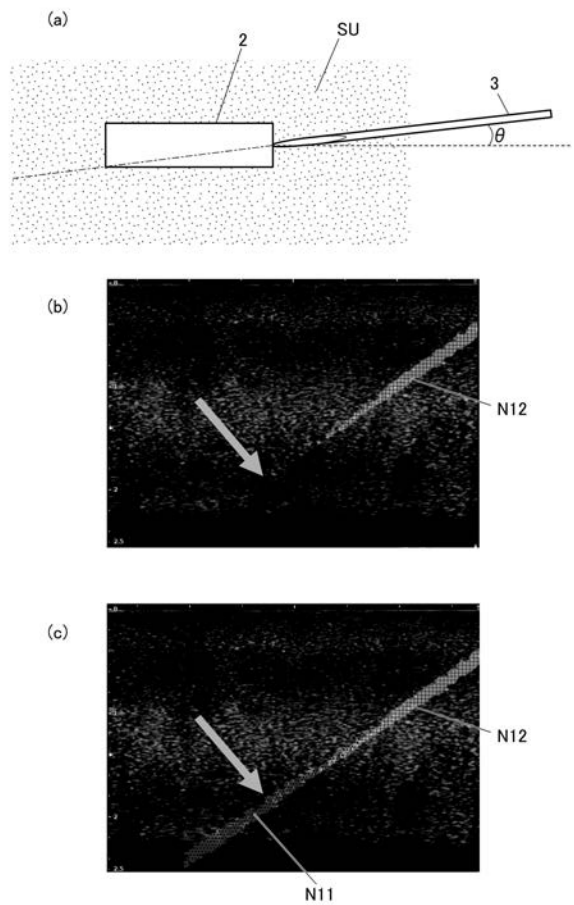
【 図 7 】



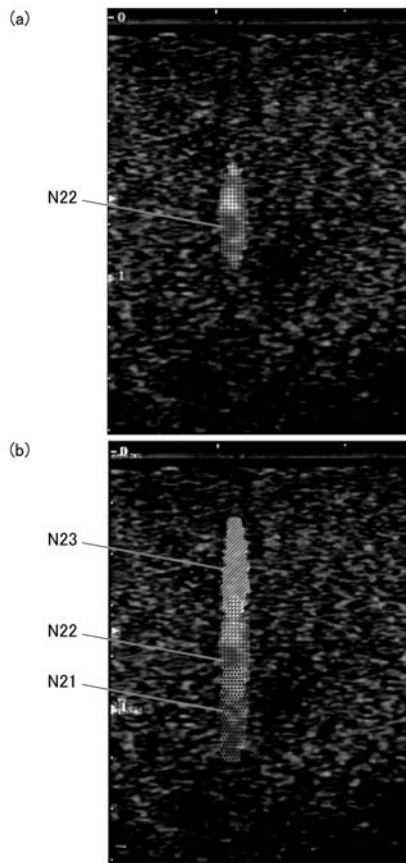
【 図 8 】



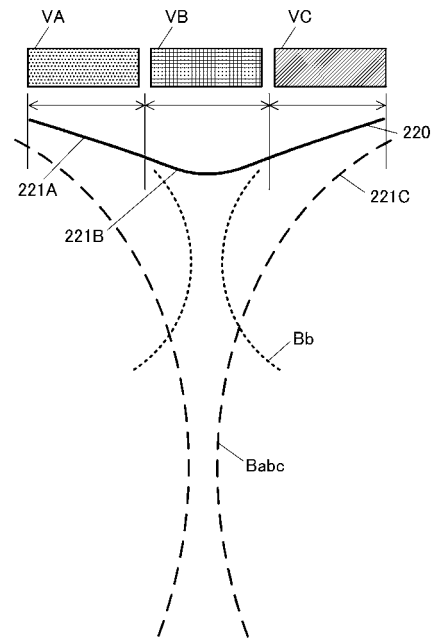
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(72)発明者 水野 隆

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 EE09 EE11 FF06 GB06 GB32 JC08 JC20 KK02 KK31

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2019024777A	公开(公告)日	2019-02-21
申请号	JP2017146004	申请日	2017-07-28
[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	西垣森緒 佐藤利春 内藤達也 水野隆		
发明人	西垣 森緒 佐藤 利春 内藤 達也 水野 隆		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/0841 A61B8/4405 A61B8/4466 A61B8/5207 A61B8/54 G10K11/30 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF06 4C601/GB06 4C601/GB32 4C601/JC08 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够准确且容易地识别对象中的穿刺针等识别对象的位置的超声波探头。 解决方案：超声波探头2包括多个换能器VA，VB，VC，这些换能器布置在沿短轴方向排列的多个纵向行中并且发送和接收超声波，以及超声波并且开关SWA，SWB和SWC用于接通/断开驱动信号的输入到每行的换能器VA，VB，VC和接收信号的输出。声透镜220具有专门形成多个超声波束Ba，Bb，Bc的形状，其由每行的换能器VA，VB，VC发送和接收直到第一预定深度。 点域5

