

(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2016-214441

(P2016-214441A)

(43) 公開日 平成28年12月22日(2016.12.22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2015-100895 (P2015-100895)	(71) 出願人	594164542
(22) 出願日	平成27年5月18日 (2015. 5. 18)		
		(74) 代理人	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	久保田 隆司
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB21 BB22 DD30 EE11 FE07
			FE09 FF05 GA01

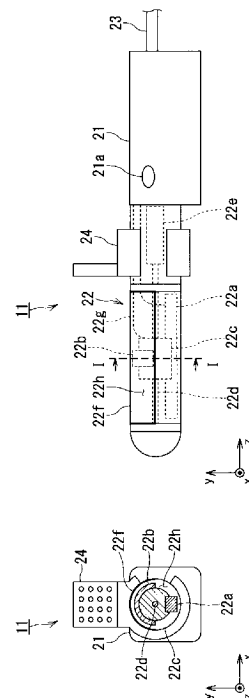
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波プローブ及び超音波診断装置において、2の振動子セットのいずれかの振動子セットによるスキャン面に現れていた穿刺ターゲットを、切り替え後の他の振動子セットによるスキャン面に現す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11は、超音波プローブ11の軸の平行方向に複数の振動子が配置された第1振動子セット22aと、軸に略直交する面上に複数の振動子が配置された第2振動子セット22bと、第1振動子セット22a及び第2振動子セット22bを支持し、軸を中心として回転する回転軸22dと、を備えた。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブの軸の平行方向に複数の振動子が配置された第 1 振動子セットと、
前記軸に略直交する面上に複数の振動子が配置された第 2 振動子セットと、
前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットを支持し、前記軸を中心として回転する回転部と、
を備えた超音波プローブ。

【請求項 2】

前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットによるスキャン方式が異なる請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記第 1 振動子セットの前記複数の振動子は、前記スキャン方式がリニアスキャンとなるように配置されたりニアアレイであり、

前記第 2 振動子セットの前記複数の振動子は、前記スキャン方式がコンベックスキャンとなるように配置されたコンベックスアレイである請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットの各々の前記軸の方向の中心位置が異なる構造を有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットによるスキャン方式が異なり、
前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットの各々の前記軸の方向の中心位置が異なる構造を有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 6】

前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットは、筐体に覆われており、前記筐体の内部に液体又は流動性物体が充填されている請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記回転部の回転中心は、前記筐体の中心と略一致する構造を有する請求項 6 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記第 2 振動子セットは、前記軸の平行方向に平行移動可能な構造を有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 9】

前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットの回転半径は、前記第 2 振動子セットの曲率半径と略一致する構造を有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記回転部は、電動モータ又は電磁石によって駆動される請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

前記回転部の回転角を示す目盛を備えた請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 12】

前記回転部の回転を指示するための切り替えスイッチを備えた請求項 1 に記載の超音波プローブ。

40

【請求項 13】

前記第 2 振動子セットは、前記軸に略直交する面上であって、前記軸を中心とする円周上に前記複数の振動子が配置され、体腔内に挿入して体腔内の超音波画像を収集可能である請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 14】

請求項 1 乃至 13 のうちいずれか一項に記載の前記超音波プローブと、
前記超音波プローブを介してスキャンを実行し、超音波画像を生成する画像生成手段と

50

前記超音波画像を表示部に表示させる表示手段と、

前記第2振動子セットによるスキャンで生成された超音波画像上に穿刺ターゲットの位置が設定されると、前記穿刺ターゲットの位置に基づいて、前記第1振動子セットによるスキャン中心が前記穿刺ターゲットの位置となるように回動角を設定する回動角設定手段と、

前記回動角に従って前記回動部の回動を制御する回転制御手段と、
を有する超音波診断装置。

【請求項15】

前記表示手段は、前記第2振動子セットによる前記スキャンで生成された前記超音波画像に、前記第1振動子セットによる前記スキャンによるスキャン面のマーカを合成する請求項14に記載の超音波診断装置。

10

【請求項16】

前記表示手段は、前記第2振動子セットによる前記スキャンで生成された前記超音波画像に、複数の穿刺ターゲットの候補を合成し、

前記回動角設定手段は、前記複数の穿刺ターゲットの候補の中から選択された候補の位置を前記穿刺ターゲットの位置として設定する請求項14に記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記表示手段は、前記第2振動子セットによる前記スキャンで生成された前記超音波画像であって、前記超音波プローブに装着された穿刺アダプタにおける穿刺針ガイド用の複数の貫通穴の位置に対応する位置に、前記複数の穿刺ターゲットの候補を合成する請求項16に記載の超音波診断装置。

20

【請求項18】

超音波プローブの軸の平行方向に複数の振動子が配置された第1振動子セットと、前記軸に略直交する面上に複数の振動子が配置された第2振動子セットと、位置を検知するセンサと、を備えた超音波プローブと、

前記超音波プローブを介してスキャンを実行し、超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記超音波画像を表示部に表示させる表示手段と、

前記第2振動子セットによるスキャンで生成された超音波画像上に穿刺ターゲットの位置が設定されると、前記穿刺ターゲットの位置に基づいて、前記第1振動子セットによるスキャンによるスキャン面が前記穿刺ターゲットを含む場合の目標回動角を算出し、前記検知された位置に基づく前記超音波プローブの回動角が前記目標回動角に略一致する場合に報知を行なう手段と、
を有する超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての実施形態は、超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

40

医用分野では、超音波プローブの複数の振動子（圧電振動子）を用いて発生させた超音波を利用して、被検体内部を画像化する超音波診断装置が使用されている。超音波診断装置は、超音波診断装置に接続された超音波プローブから被検体内に超音波を送信させ、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる反射波を超音波プローブで受信させる。超音波診断装置は、超音波プローブで受信された反射波に基づく受信信号を生成し、画像処理によって所望の超音波画像を得る。

【0003】

超音波プローブの構造の従来技術としては、プローブ本体の外周面に、プローブの軸に平行となるように複数の振動子が配置された第1振動子セットと、プローブの軸に直交する方向に沿って複数の振動子が配置された第2振動子セットとを備えた体腔内用の超音波

50

プローブが開示されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開平 2 - 3 6 8 5 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来の超音波プローブによると、超音波プローブを軸中心として手動的に回動させることで第 1 振動子セットと第 2 振動子セットとの相互の切り替えが行なわれる。よって、操作者にとって手技中の回動操作が負担になっていた。

10

【0006】

また、いずれかの振動子セットによるスキャン面に現れていた穿刺ターゲットを、切り替え後の他の振動子セットによるスキャン面に現れるように回動操作することは困難であった。

【0007】

さらに、穿刺針をガイドするための穿刺アダプタを超音波プローブに取り付ける場合には、穿刺アダプタの位置を保持したまま、超音波プローブを回動可能とするために、超音波プローブと穿刺アダプタに回転支持機構を設けている。よって、操作者は超音波プローブの回動等の操作の影響で、穿刺アダプタの位置が変動しないように、穿刺アダプタの位置を保持する操作が負担になっていた。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

本実施形態に係る超音波プローブは、上述した課題を解決するために、超音波プローブの軸の平行方向に複数の振動子が配置された第 1 振動子セットと、前記軸に略直交する面上に複数の振動子が配置された第 2 振動子セットと、前記第 1 振動子セット及び前記第 2 振動子セットを支持し、前記軸を中心として回動する回動部と、を備えた。また、超音波プローブに穿刺アダプタを装着する場合には、穿刺アダプタを超音波プローブの所定の位置に固定すればよい。

【0009】

30

本実施形態に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、前記超音波プローブと、前記超音波プローブを介してスキャンを実行し、超音波画像を生成する画像生成手段と、前記超音波画像を表示部に表示させる表示手段と、前記第 2 振動子セットによるスキャンで生成された超音波画像上に穿刺ターゲットの位置が設定されると、前記穿刺ターゲットの位置に基づいて、前記第 1 振動子セットによるスキャン中心が前記穿刺ターゲットの位置となるように回動角を設定する回動角設定手段と、前記回動角に従って前記回動部の回動を制御する回転制御手段と、を有する。

【0010】

本実施形態に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、超音波プローブの軸の平行方向に複数の振動子が配置された第 1 振動子セットと、前記軸に略直交する面上に複数の振動子が配置された第 2 振動子セットと、位置を検知するセンサと、を備えた超音波プローブと、前記超音波プローブを介してスキャンを実行し、超音波画像を生成する画像生成手段と、前記超音波画像を表示部に表示させる表示手段と、前記第 2 振動子セットによるスキャンで生成された超音波画像上に穿刺ターゲットの位置が設定されると、前記穿刺ターゲットの位置に基づいて、前記第 1 振動子セットによるスキャンによるスキャン面が前記穿刺ターゲットを含む場合の目標回動角を算出し、前記検知された位置に基づく前記超音波プローブの回動角が前記目標回動角に略一致する場合に報知を行なう手段と、を有する。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

50

【図 1】本実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図 2】第 1 実施形態に係る超音波プローブの第 1 の構造例を示す図。

【図 3】第 1 実施形態に係る超音波プローブの第 2 の構造例を示す図。

【図 4】第 1 実施形態に係る超音波プローブの第 3 の構造例を示す図。

【図 5】第 1 実施形態に係る超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図 6】第 1 実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図 7】コンベックスキャンを説明するための図。

【図 8】コンベックスキャンによる超音波画像の一例を示す図。

【図 9】リニアスキャンを説明するための図。

【図 10】リニアスキャンによる超音波画像の一例を示す図。

10

【図 11】第 2 実施形態に係る超音波プローブの構造例を示す図。

【図 12】リニアスキャンを説明するための図。

【図 13】リニアスキャンによる超音波画像の一例を示す図。

【図 14】コンベックスキャンを説明するための図。

【図 15】コンベックスキャンによる超音波画像の一例を示す図。

【図 16】第 3 実施形態に係る超音波プローブの構造例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置について、添付図面を参照して説明する。

20

【0013】

(第 1 実施形態)

図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0014】

図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と、超音波診断装置 1 に備えられる第 1 実施形態に係る超音波プローブ 11 及び装置本体 12 とを示す。

【0015】

超音波プローブ 11 は、主に、直腸から挿入して内部臓器を画像化するのに適した体腔内用のものである。超音波プローブ 11 は、装置本体 12 による制御に従って、被検体に対して超音波の送受波を行なう。

30

【0016】

図 2 は、第 1 実施形態に係る超音波プローブ 11 の第 1 の構造例を示す図である。

【0017】

図 2 の左側は、図 2 の右側に示す超音波プローブ 11 の I - I 断面 (x - y 断面) 図を示し、図 2 の右側は、超音波プローブ 11 を側方 (y - z 面) から見た図を示す。

【0018】

超音波プローブ 11 は、ハンドル部 21、プローブ本体 (先端部) 22、及びケーブル 23 によって構成される。ハンドル部 21 は、スキャンの切り替え、すなわち、後述する回動軸 22d の回動を指示するための切り替えスイッチ 21a を備える。なお、超音波プローブ 11 は、後述する回動軸 22d の回動の回動角を示す、操作者によって視認可能な目盛を備えてもよい。

40

【0019】

また、超音波プローブ 11 は、穿刺針をガイドするための穿刺アダプタ 24 を装着可能である。穿刺アダプタ 24 の所定の位置には、穿刺針ガイド用の複数の貫通穴 (孔) が形成される。

【0020】

プローブ本体 22 は、第 1 振動子セット 22a、第 2 振動子セット 22b、回転支持体 22c、回動軸 (回動部) 22d、回転駆動部 (モータ) 22e、音響窓 22f、信号線 22g、及び溶液層 22h を備える。第 1 振動子セット 22a 及び第 2 振動子セット 22

50

bによるスキャン方式は異なるものとする。

【0021】

超音波プローブ11の第2振動子セット22bの、プローブ本体22の軸の平行方向(z方向)の中心位置は、第1振動子セット22aのz方向の中心位置と略一致する。また、z方向の直交面(x-y断面)において、第1振動子セット22aのスキャン面と、第2振動子セット22bの中心線とのなす角 α (図7に図示)は平角(180°)であることが好適である。超音波プローブ11が用いられる場合、z方向に対して平行に穿刺針が進行するからである。

【0022】

第1振動子セット22aは、z方向に沿った列に複数の振動子(圧電振動子)が配置された構造をもつ。z方向に沿った列は、1列であってもよいし、複数列であってもよい。各振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する機能を有する。第1振動子セット22aは、例えば、リニアアレイである。以下、第1振動子セット22aがリニアアレイである場合を例にとって説明する。

10

【0023】

リニアアレイ22aにおいて複数の振動子が1~3列程度配置されている場合、リニアアレイ22aの前面には超音波を配置方向(x方向)に集束するためのレンズ材(図示しない)が備えられる。一方で、リニアアレイ22aにおいて複数の振動子が十分な列数だけ配置されている場合、超音波をx方向に集束するために電子フォーカスが利用される。

20

【0024】

第2振動子セット22bは、z方向に略直交する面(x-y断面)上に複数の振動子が配置された構造をもつ。z方向に略直交する面は、1面であってもよいし、複数名面であってもよい。第2振動子セット22bは、例えば、z方向に略直交する面上であって、曲率半径が回動半径に略一致するような円周の一部分に、複数の振動子が配置されたコンベックスアレイである。以下、第2振動子セット22bがコンベックスアレイである場合を例にとって説明する。

【0025】

コンベックスアレイ22bにおいて複数の振動子が1~3列程度配置されている場合、コンベックスアレイ22bの前面には超音波をz方向に集束するためのレンズ材(図示しない)が備えられる。一方で、コンベックスアレイ22bにおいて複数の振動子が十分な列数だけ配置されている場合、超音波をz方向に集束するために電子フォーカスが利用される。

30

【0026】

なお、アレイ22a, 22bの後面にはそれぞれ、背面反射を防ぐためのバックキングを備えるものとするが説明を省略する。

【0027】

回転支持体22cは、x-y断面において、リニアアレイ22aのスキャン面と、コンベックスアレイ22bの中心線とのなす角を一定に維持するようにアレイ22a, 22bを支持する。

40

【0028】

回動軸22dは、回転支持体22c(アレイ22a, 22b)を支持し、回転駆動部22eによってプローブ本体22の軸を中心に回動する。すなわち、回動軸22dは、プローブ本体22の軸上に設けられる。

【0029】

回転駆動部22eは、切り替えスイッチ21aが押圧されると、装置本体12から指示された回動角に従って回動軸22dを軸中心に回動駆動させる。なお、回転駆動部22eは、切り替えスイッチ21aが押圧されると、予め設定された一定の回動角に従って回動軸22dを軸中心に回動駆動させてもよい。

【0030】

50

音響窓 2 2 f は、被検体に接触する筐体のうちプローブ本体 2 2 の軸を中心とする円周の全部又は一部（送受信開口の部分）に設けられ、超音波を透過し易い材料が選択される。筐体は、その軸中心が回動軸 2 2 d（回動中心）と略一致し、リニアアレイ 2 2 a、コンベックスアレイ 2 2 b、回転支持体 2 2 c、回動軸 2 2 d、回転駆動部 2 2 e、及び一部の信号線 2 2 g を収容する。

【 0 0 3 1 】

信号線 2 2 g は、アレイ 2 2 a , 2 2 b の各振動子に接続される。信号線 2 2 g は、例えばバッキング（図示しない）内を通してケーブル 2 3 に引き出されるが、引き出された信号線 2 2 g やその信号線 2 2 g が接続される基板などの図示及び説明は省略する。

【 0 0 3 2 】

溶液層 2 2 h は、プローブ本体 2 2 内部に設けられ、超音波信号を伝達し易い液体又は流動性物体（音響媒体）が充填される層である。

【 0 0 3 3 】

ケーブル 2 3 は、プローブ本体 2 2 を送受信回路 3 6 の送信回路 3 6 1 及び受信回路 3 6 2 に接続する。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、第 1 実施形態に係る超音波プローブ 1 1 の第 2 の構造例を示す図である。

【 0 0 3 5 】

図 3 の左側は、図 3 の右側に示す超音波プローブ 1 1 の I I - I I 断面（x - y 断面）図を示し、図 3 の右側は、超音波プローブ 1 1 を側方（y - z 面）から見た図を示す。

【 0 0 3 6 】

図 3 に示す超音波プローブ 1 1 は、コンベックスアレイ 2 2 b の z 方向の中心位置が、リニアアレイ 2 2 a の z 方向の中心位置より先端側にずれた構造を有する。

【 0 0 3 7 】

図 3 に示す超音波プローブ 1 1 によれば、操作者がコンベックスアレイ 2 2 b を使ったコンベックススキャンによる超音波画像を確認しながら穿刺針を臓器、例えば前立腺に向かって進める手技を手厚く支援できる。よって、図 3 に示す超音波プローブ 1 1 によれば、前立腺への挿入の精度を向上させることができる。

【 0 0 3 8 】

また、コンベックスアレイ 2 2 b から超音波プローブ 1 1 の先端までの距離を比較的短くできるため、被検体内への超音波プローブ 1 1 の挿入量を少なくすることもできる。

【 0 0 3 9 】

図 4 は、第 1 実施形態に係る超音波プローブ 1 1 の第 3 の構造例を示す図である。

【 0 0 4 0 】

図 4 の左側は、図 4 の右側に示す超音波プローブ 1 1 の I I I - I I I 断面（x - y 断面）図を示し、図 4 の右側は、超音波プローブ 1 1 を側方（y - z 面）から見た図を示す。

【 0 0 4 1 】

図 4 に示す超音波プローブ 1 1 は、コンベックスアレイ 2 2 b の z 方向の中心位置が、リニアアレイ 2 2 a の z 方向の中心位置よりハンドル部 2 1 側にずれた構造を有する。

【 0 0 4 2 】

図 4 に示す超音波プローブ 1 1 によれば、コンベックスアレイ 2 2 b と穿刺アダプタ 2 4 との距離を短くできる。よって、図 4 に示す超音波プローブ 1 1 によれば、穿刺ターゲットが被検体内の浅い位置にある場合に、穿刺ターゲットへの穿刺の精度を向上させることができる。

【 0 0 4 3 】

なお、超音波プローブ 1 1 は、コンベックスアレイ 2 2 b が、リニアアレイ 2 2 a に対して z 方向にスライド可能な構造を有してもよい。その場合、図 2 ~ 図 4 に示すコンベックスアレイ 2 2 b の配置を任意に選択できる。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

図 1 の説明に戻って、装置本体 12 は、処理回路 (processing circuitry) 31、記憶回路 (記憶部) 32、入力回路 (入力部) 33、ディスプレイ (表示部) 34、基準信号発生回路 35、送受信回路 36、エコーデータ処理回路 37、及び画像生成回路 38 を備える。

【0045】

処理回路 31 は、専用又は汎用の CPU (central processing unit) 又は MPU (micro processor unit) の他、特定用途向け集積回路 (ASIC: application specific integrated circuit)、及び、プログラマブル論理デバイスなどを意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス (SPLD: simple programmable logic device)、複合プログラマブル論理デバイス (CPLD: complex programmable logic device)、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA: field programmable gate array) などが挙げられる。処理回路 31 は記憶回路 32 に記憶された、又は、処理回路 31 内に直接組み込まれたプログラムを読み出し実行することで図 5 に示す機能 311 ~ 314 を実現する。

10

【0046】

また、処理回路 31 は、単一の回路によって構成されてもよいし、複数の独立した回路を組み合わせによって構成されてもよい。後者の場合、プログラムを記憶する記憶回路 32 は処理回路 31 ごとに個別に設けられてもよいし、単一の記憶回路 32 が複数の回路 (処理回路) の機能に対応するプログラムを記憶するものであってもよい。

20

【0047】

記憶回路 32 は、RAM (random access memory)、フラッシュメモリ (flash memory) 等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等によって構成される。記憶回路 32 は、USB (universal serial bus) メモリ及び DVD (digital video disk) などの可搬型メディアによって構成されてもよい。記憶回路 32 は、処理回路 31 において用いられる各種処理プログラム (アプリケーションプログラムの他、OS (operating system) 等も含まれる) や、プログラムの実行に必要なデータや、医用画像を記憶する。また、OS に、操作者に対するディスプレイ 34 への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力回路 33 によって行なうことができる GUI (graphical user interface) を含めることもできる。

30

【0048】

入力回路 33 は、操作者によって操作が可能なポインティングデバイス (マウス等) やキーボード等の入力デバイスからの信号を入力する回路であり、ここでは、入力デバイス自体も入力回路 33 に含まれるものとする。操作者により入力デバイスが操作されると、入力回路 33 はその操作に応じた入力信号を生成して処理回路 31 に出力する。なお、装置本体 12 は、入力デバイスがディスプレイ 34 と一体に構成されたタッチパネルを備えてもよい。

40

【0049】

ディスプレイ 34 は、液晶ディスプレイや OLED (organic light emitting diode) ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成され、処理回路 31 の制御に従って画像生成回路 38 によって生成された画像データを表示する。

【0050】

基準信号発生回路 35 は、処理回路 31 からの制御信号に従って、送受信回路 36 に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波又は矩形波を発生する。

【0051】

送受信回路 36 は、処理回路 31 からの制御信号に従って、超音波プローブ 11 に対し

50

て送受信を行なわせる。送受信回路 3 6 は、超音波プローブ 1 1 から送信超音波を放射させるための駆動信号を生成する送信回路 3 6 1 と、超音波プローブ 1 1 からの受信信号に対して整相加算を行なう受信回路 3 6 2 を備える。

【0052】

送信回路 3 6 1 は、図示しない、レートパルス発生器、送信遅延回路、及びパルサを備える。レートパルス発生器は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生回路 3 5 から供給される連続波又は矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路に供給する。送信遅延回路は、送信に使用される振動子と同数（N チャンネル）の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサに供給する。パルサは、N チャンネルの独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 1 1 に内蔵された振動子を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

10

【0053】

送受信回路 3 6 の受信回路 3 6 2 は、図示しないプリアンプ、A / D (a n a l o g t o d i g i t a l) 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備える。プリアンプは、N チャンネルから構成され、振動子によって電気的な受信信号に変換された微小信号を増幅して十分な S / N を確保する。プリアンプにおいて所定の大きさに増幅された N チャンネルの受信信号は、A / D 変換回路にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路に送られる。受信遅延回路は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A / D 変換回路から出力される N チャンネルの受信信号の各々に与える。加算回路は、受信遅延回路からの受信信号を整相加算（所定の方向から得られた受信信号の位相を合わせて加算）する。

20

【0054】

エコーデータ処理回路 3 7 は、処理回路 3 1 からの制御信号に従って、受信回路 3 6 2 から入力されたエコーデータに対して、超音波画像を生成するための処理を行なう。例えば、エコーデータ処理回路 3 7 は、対数圧縮処理及び包絡線検波処理等の B モード処理や、直交検波処理及びフィルタ処理等のドブラ (d o p p l e r) 処理などを行なう。

【0055】

画像生成回路 3 8 は、処理回路 3 1 からの制御信号に従って、エコーデータ処理回路 3 7 から入力されたデータを、スキャンコンバータ (s c a n c o n v e r t e r) によって走査変換して超音波画像データを生成する。そして、画像生成回路 3 8 は、超音波画像データに基づく超音波画像をディスプレイ 3 4 に表示させる。超音波画像は、例えば B モード画像やカラードブラ画像である。

30

【0056】

続いて、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の機能について説明する。

【0057】

図 5 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の機能を示すブロック図である。

【0058】

処理回路 3 1 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 1 は、コンベックススキャン実行機能 3 1 1、回動角決定機能 3 1 2、リニアスキャン実行機能 3 1 3、及びスキャン方式切り替え機能 3 1 4 として機能する。なお、機能 3 1 1 ~ 3 1 4 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、それら機能 3 1 1 ~ 3 1 4 の一部又は全部は、超音波診断装置 1 にハードウェア的にそれぞれ設けられるものであってもよい。

40

【0059】

コンベックススキャン実行機能 3 1 1 は、超音波プローブ 1 1 のコンベックスアレイ 2 2 b を制御して、コンベックススキャンを実行させる機能である。操作者が超音波画像上で穿刺針の臓器、例えば前立腺への挿入位置を確認できるようにコンベックススキャンが実行される。コンベックススキャンによる超音波画像は、図 8 に示される。

【0060】

50

回動角決定機能 3 1 2 は、コンベックススキャン実行機能 3 1 1 による超音波画像上で設定される穿刺ターゲットの位置に基づいて、スキャン方式切り替え機能 3 1 4 によるスキャン方式の切り替えにおける回動角を決定する機能である。

【 0 0 6 1 】

リニアスキャン実行機能 3 1 3 は、超音波プローブ 1 1 のリニアアレイ 2 2 a を制御して、リニアスキャンを実行させる機能である。操作者が穿刺針の側方から見た超音波画像上で穿刺ターゲット及び穿刺針を確認できるようにリニアスキャンが実行される。リニアスキャンによる超音波画像は、図 1 0 に示される。

【 0 0 6 2 】

スキャン方式切り替え機能 3 1 4 は、コンベックススキャン 3 1 1 によるコンベックススキャンの実行中に超音波プローブ 1 1 の切り替えスイッチ 2 1 a が押圧されると、回動角決定機能 3 1 2 によって決定された回動角に従って回動軸 2 2 d が回動（正方向に回転）するように回動駆動部 2 2 e を制御する機能と、スキャン方式をコンベックススキャンからリニアスキャンに切り替える機能とを含む。また、スキャン方式切り替え機能 3 1 4 は、リニアスキャン 3 1 2 によるリニアスキャンの実行中に超音波プローブ 1 1 の切り替えスイッチ 2 1 a が押圧されると、回動角決定機能 3 1 2 によって決定された回動角に従って回動軸 2 2 d が回動（負方向に回転）するように回動駆動部 2 2 e を制御する機能と、スキャン方式をリニアスキャンからコンベックススキャンに切り替える機能とを含む。

【 0 0 6 3 】

例えば、回動軸 2 2 d（アレイ 2 2 a，2 2 b）が、3 個の穿刺ターゲットに対して穿刺を繰り返す場合を考える。その場合、スキャン方式切り替え機能 3 1 4 は、1 個目の穿刺ターゲットに対する穿刺において回動軸 2 2 d を第 1 の回動角 θ_1 だけ正方向に回転させた後に回動軸 2 2 d を同じ第 1 の回動角 θ_1 だけ負方向に回転させる。スキャン方式切り替え機能 3 1 4 は、続く 2 個目の穿刺ターゲットに対する穿刺において回動軸 2 2 d を第 2 の回動角 θ_2 だけ正方向に回転させた後に回動軸 2 2 d を第 2 の回動角 θ_2 だけ負方向に回転させる。スキャン方式切り替え機能 3 1 4 は、続く 3 個目の穿刺ターゲットに対する穿刺において回動軸 2 2 d を第 3 の回動角 θ_3 だけ正方向に回転させた後に回動軸 2 2 d を第 3 の回動角 θ_3 だけ負方向に回転させることになる。

【 0 0 6 4 】

ここで、回動角決定機能 3 1 2 は超音波診断装置 1 に必須の機能ではない。回動角決定機能 3 1 2 が無い場合、コンベックススキャン 3 1 1 によるコンベックススキャンの実行中に超音波プローブ 1 1 の切り替えスイッチ 2 1 a が押圧されると、予め設定された一定の回動角に従って回動軸 2 2 d が回動（正方向に回転）される。また、回動角決定機能 3 1 2 が無い場合、リニアスキャン 3 1 2 によるリニアスキャンの実行中に超音波プローブ 1 1 の切り替えスイッチ 2 1 a が押圧されると、予め設定された一定の回動角に従って回動軸 2 2 d が回動（負方向に回転）される。

【 0 0 6 5 】

例えば、回動角決定機能 3 1 2 が無い場合に、回動軸 2 2 d（アレイ 2 2 a，2 2 b）が、3 個の穿刺ターゲットに対して穿刺を繰り返す場合を考える。その場合、回動軸 2 2 d の回動角 θ が、予め設定されたなす角 α （図 7 に図示）とされ、1 個目の穿刺ターゲットに対する穿刺において回動軸 2 2 d は回動角 α だけ正方向に回転された後に同じ回動角 α だけ負方向に回転される。続く 2 個目の穿刺ターゲットに対する穿刺において回動軸 2 2 d は同じ回動角 α だけ正方向に回転された後に同じ回動角 α だけ負方向に回転される。続く 3 個目の穿刺ターゲットに対する穿刺において回動軸 2 2 d は同じ回動角 α だけ正方向に回転された後に同じ回動角 α だけ負方向に回転される。

【 0 0 6 6 】

続いて、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作について、図 1 及び図 6 を用いて説明する。

【 0 0 6 7 】

図 6 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 6 8 】

超音波診断装置 1 は、入力回路 3 3 を介してスキンの開始入力となされると、超音波プローブ 1 1 のスキャン方式がコンベックスキャンとなるようにコンベックスアレイ 2 2 b の位置がセットされる（ステップ S T 1 ）。

【 0 0 6 9 】

超音波診断装置 1 は、操作者が超音波画像上で穿刺針の臓器、例えば前立腺への挿入位置を確認できるように、超音波プローブ 1 1 のコンベックスアレイ 2 2 b を制御してコンベックスキャンを開始させる（ステップ S T 2 ）。超音波診断装置 1 は、ステップ S T 2 によって開始されたコンベックスキャンによる超音波画像上で穿刺ターゲットを設定する（ステップ S T 3 ）。

10

【 0 0 7 0 】

図 7 は、コンベックスキャンを説明するための図である。図 8 は、コンベックスキャンによる超音波画像の一例を示す図である。

【 0 0 7 1 】

図 7 は、臓器としての前立腺 P と、前立腺 P に含まれる関心部位 B とを示す。前立腺 P に対してコンベックスキャンが実行されると、図 8 に示す x - y 断面の超音波画像が得られる。図 8 に示す超音波画像は、図 7 に示す前立腺 P に相当する前立腺像 I P と、関心部位 B に相当する関心部位像 I B と、穿刺ターゲット I T とを含む。

【 0 0 7 2 】

ここで、穿刺ターゲット I T は、操作者によって関心部位像 I B 上に設定されてもよいし、予め決定され超音波画像に合成された複数の穿刺ターゲットの候補の中から選択された候補の位置が穿刺ターゲットの位置として設定されてもよい。その場合、コンベックスキャンで生成された超音波画像であって、穿刺アダプタ 2 4 （図 2 ～図 4 に図示）における穿刺針ガイド用の複数の貫通穴の位置に対応する位置に、複数の穿刺ターゲットの候補が合成される。

20

【 0 0 7 3 】

操作者は、図 8 に示す略リアルタイムの超音波画像を目視しながら穿刺針 N を進めることができる。

【 0 0 7 4 】

また、コンベックスキャンによる超音波画像に、リニアスキャンによるスキャン面のマーカが合成されてもよい。図 8 では当該マーカが破線で示される。

30

【 0 0 7 5 】

図 1 及び図 6 の説明に戻って、超音波診断装置 1 は、コンベックスキャンによる超音波画像上で設定された穿刺ターゲットの位置に基づいて、スキャン方式の切り替えにおける回動角を決定する（ステップ S T 4 ）。超音波診断装置 1 は、切り替えスイッチ 2 1 a （図 2 ～図 4 に図示）を介してスキャン方式がコンベックスキャンからリニアスキャンに切り替えられたか否かを判断する（ステップ S T 5 ）。

【 0 0 7 6 】

ステップ S T 5 にて Y E S 、すなわち、スキャン方式がコンベックスキャンからリニアスキャンに切り替えられたと判断される場合、超音波診断装置 1 は、コンベックスキャンを終了させ、ステップ S T 4 によって決定された回動角に従って回動軸 2 2 d を回動（正方向に回転）させる（ステップ S T 6 ）。ステップ S T 6 による回動の回動角は、リニアスキャンによるスキャン中心がステップ S T 3 によって設定された穿刺ターゲットの位置となるように決定される。

40

【 0 0 7 7 】

超音波診断装置 1 は、操作者が穿刺針の側方から見た超音波画像上で穿刺ターゲット及び穿刺針を確認できるように、超音波プローブ 1 1 のリニアアレイ 2 2 a を制御してリニアスキャンを開始させる（ステップ S T 7 ）。

【 0 0 7 8 】

図 9 は、リニアスキャンを説明するための図である。図 1 0 は、リニアスキャンによる

50

超音波画像の一例を示す図である。

【0079】

図9は、図7に示すアレイ22a, 22bが回転軸22dの軸を中心として回転角 θ だけ回転した状態を示す。図9は、臓器としての前立腺Pと、前立腺Pに含まれる関心部位Bとを示す。前立腺Pに対してリニアスキャンが実行されると、図10に示すy-z断面の超音波画像が得られる。図10に示す超音波画像は、図9に示す前立腺Pに相当する前立腺像IPと、関心部位Bに相当する関心部位像IBと、穿刺ターゲットITと、穿刺針INとを含む。

【0080】

操作者は、図10に示す略リアルタイムの超音波画像を目視しながら穿刺針Nを進めることができる。

10

【0081】

図1及び図6の説明に戻って、超音波診断装置1は、切り替えスイッチ21a(図2～図4に図示)を介してスキャン方式がリニアスキャンからコンベックスキャンに切り替えられたか否かを判断する(ステップST8)。

【0082】

ステップST8にてYES、すなわち、スキャン方式がリニアスキャンからコンベックスキャンに切り替えられたと判断される場合、超音波診断装置1は、リニアスキャンを終了させ、ステップST4によって決定された回転角(又は、予め設定された一定の回転角)に従って回転軸22dを回転(負方向に回転)させる(ステップST9)。超音波診断装置1は、超音波プローブ11のコンベックスアレイ22bを制御してコンベックスキャンを開始させる(ステップST2)。

20

【0083】

超音波診断装置1は、超音波プローブ11のリニアアレイ22aを制御してリニアスキャンを開始させる(ステップST7)。超音波プローブ11のコンベックスアレイ22bを制御してコンベックスキャンを開始させる(ステップST2)。

【0084】

一方、ステップST5にてNO、すなわち、スキャン方式がコンベックスキャンからリニアスキャンに切り替えられていないと判断される場合、超音波診断装置1は、スキャンの終了指示を受け付けたか否かを判断する(ステップST10)。ステップST10の判断にてYES、すなわち、スキャンの終了指示を受け付けたと判断される場合、超音波診断装置1は、スキャンを終了する。一方、ステップST10の判断にてNO、すなわち、スキャンの終了指示を受け付けていないと判断される場合、超音波診断装置1は、ステップST5の判断に戻る。

30

【0085】

また、ステップST8にてNO、すなわち、スキャン方式がリニアスキャンからコンベックスキャンに切り替えられていないと判断される場合、超音波診断装置1は、スキャンの終了指示を受け付けたか否かを判断する(ステップST11)。ステップST11の判断にてYES、すなわち、スキャンの終了指示を受け付けたと判断される場合、超音波診断装置1は、スキャンを終了する。一方、ステップST11の判断にてNO、すなわち、スキャンの終了指示を受け付けていないと判断される場合、超音波診断装置1は、ステップST8の判断に戻る。

40

【0086】

例えば、超音波診断装置1が3個の穿刺ターゲット(3個の回転角 $\theta_1 \sim \theta_3$)について図6に示すステップST2～ST9の動作を繰り返す場合を考える。その場合、超音波診断装置1は、1周期目のステップST6で回転軸22d(アレイ22a, 22b)を第1の回転角 θ_1 だけ正方向に回転させた後にステップST9で回転軸22dを第1の回転角 θ_1 だけ負方向に回転させる。超音波診断装置1は、続く2周期目のステップST6で回転軸22dを第2の回転角 θ_2 だけ正方向に回転させた後にステップST9で回転軸22dを第2の回転角 θ_2 だけ負方向に回転させる。超音波診断装置1は、続く3周期目の

50

ステップ S T 6 で回動軸 2 2 d を第 3 の回動角 $\theta 3$ だけ正方向に回転させた後にステップ S T 9 で回動軸 2 2 d を第 3 の回動角 $\theta 3$ だけ負方向に回転させる。

【 0 0 8 7 】

第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、第 1 振動子セット 2 2 a と第 2 振動子セット 2 2 b との相互の切り替えが自動的に行なわれるので、回動操作を行なう操作者の操作性を向上させることができる。

【 0 0 8 8 】

また、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、いずれかの振動子セットによるスキャン面に現れていた穿刺ターゲットを、切り替え後の他の振動子セットによるスキャン面に現すことができる。

【 0 0 8 9 】

(第 2 実施形態)

第 2 実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成は、図 1 に示す第 1 実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成と同等であるので、図示及び説明を省略する。

【 0 0 9 0 】

図 1 1 は、第 2 実施形態に係る超音波プローブの構造例を示す図である。

【 0 0 9 1 】

図 1 1 は、第 2 実施形態に係る超音波プローブ 1 1 A を示す。超音波プローブ 1 1 A は、体表用プローブである。超音波プローブ 1 1 A は、装置本体 1 2 による制御に従って、被検体に対して超音波の送受波を行なう。

【 0 0 9 2 】

図 1 1 の左側は、図 1 1 の右側に示す超音波プローブ 1 1 A の I V - I V 断面 (x - y 断面) 図を示し、図 1 1 の右側は、超音波プローブ 1 1 A を側方 (y - z 面) から見た図を示す。

【 0 0 9 3 】

超音波プローブ 1 1 A は、ハンドル部 2 1、プローブ本体 (先端部) 2 2 A、及びケーブル 2 3 によって構成される。

【 0 0 9 4 】

また、超音波プローブ 1 1 A は、穿刺針をガイドするための穿刺アダプタ 2 4 A を装着可能である。穿刺アダプタ 2 4 A の所定の位置には、穿刺針ガイド用の貫通穴 (孔) が形成される。

【 0 0 9 5 】

プローブ本体 2 2 A は、回転支持体 2 2 c、回動軸 2 2 d、音響窓 (図示しない)、信号線 2 2 g、溶液層 2 2 h、第 1 振動子セット 2 2 j、第 2 振動子セット 2 2 k、及び回転駆動部 (電磁石) 2 2 l を備える。第 1 振動子セット 2 2 j 及び第 2 振動子セット 2 2 k によるスキャン方式は異なるものとする。

【 0 0 9 6 】

なお、図 1 1 に示す超音波プローブ 1 1 A において、図 2 に示す超音波プローブ 1 1 と同一の構成部材には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 9 7 】

超音波プローブ 1 1 A の第 2 振動子セット 2 2 k の、プローブ本体 2 2 A の軸の直交方向 (z 方向) の中心位置は、第 1 振動子セット 2 2 j の z 方向の中心位置と略一致する。また、z 方向の直交面 (x - y 断面) において、第 1 振動子セット 2 2 j のスキャン面と、第 2 振動子セット 2 2 k の中心線とのなす角 (図 1 2 に図示する β) は 180° 以下であることが好適である。超音波プローブ 1 1 A が用いられる場合、z 方向に対して平行ではなく斜めに穿刺針が進行するからである。

【 0 0 9 8 】

第 1 振動子セット 2 2 j は、z 方向に沿った列に複数の振動子が配置された構造をもつ。z 方向に沿った列は、1 列であってもよいし、複数列であってもよい。各振動子は電気

10

20

30

40

50

音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、又、受信時には超音波反射波を電気信号に変換する機能を有する。第1振動子セット22jは、例えば、リニアアレイである。以下、第1振動子セット22jがリニアアレイである場合を例にとって説明する。

【0099】

リニアアレイ22jにおいて複数の振動子が1～3列程度配置されている場合、リニアアレイ22jの前面には超音波をx方向に集束するためのレンズ材（図示しない）が備えられる。一方で、リニアアレイ22jにおいて複数の振動子が十分な列数だけ配置されている場合、超音波をx方向に集束するために電子フォーカスが利用される。

【0100】

第2振動子セット22kは、z方向に略直交する面（x-y断面）上に複数の振動子が配置された構造をもつ。z方向に略直交する面は、1面であってもよいし、複数面であってもよい。第2振動子セット22kは、例えば、z方向に略直交する面上であって、曲率半径が回動半径に略一致するような円周の一部分に、複数の振動子が配置されたコンベックスアレイである。以下、第2振動子セット22kがコンベックスアレイである場合を例にとって説明する。

【0101】

コンベックスアレイ22kにおいて複数の振動子が1～3面程度配置されている場合、コンベックスアレイ22kの前面には超音波をz方向に集束するためのレンズ材（図示しない）が備えられる。一方で、コンベックスアレイ22kにおいて複数の振動子が十分な面数だけ配置されている場合、超音波をz方向に集束するために電子フォーカスが利用される。

【0102】

なお、アレイ22j, 22kの後面にはそれぞれ、背面反射を防ぐためのバックングを備えるものとするが説明を省略する。

【0103】

回転駆動部22lは、切り替えスイッチ21aが押圧されると、装置本体12から指示された回動角に従って回動軸22dを軸中心に回動させる。なお、回転駆動部22lは、切り替えスイッチ21aが押圧されると、予め設定された一定の回動角に従って回動軸22dを軸中心に回動させてもよい。

【0104】

第2実施形態に係る超音波診断装置1Aの機能は、図5に示す第1実施形態に係る超音波診断装置1の機能と同等であるので説明を省略する。また、第2実施形態に係る超音波診断装置1Aの動作は、図6に示す第1実施形態に係る超音波診断装置1の動作と同等であるので説明を省略する。

【0105】

図12は、リニアスキャンを説明するための図である。図13は、リニアスキャンによる超音波画像の一例を示す図である。

【0106】

図12は、関心部位Bを示す。体表からリニアスキャンが実行されると、図13に示すy-z断面の超音波画像が得られる。図13に示す超音波画像は、図12に示す関心部位Bに相当する関心部位像IBを含む。操作者は、図13に示す略リアルタイムの超音波画像を目視しながら穿刺針Nを進めることができる。

【0107】

また、リニアスキャンによる超音波画像に、コンベックススキャンによるスキャン面のマーカが合成されてもよい。図13では当該マーカが破線で示される。

【0108】

図14は、コンベックススキャンを説明するための図である。図15は、コンベックススキャンによる超音波画像の一例を示す図である。

【0109】

10

20

30

40

50

図 1 4 は、図 1 2 に示すアレイ 2 2 j , 2 2 k が回動軸 2 2 d の軸を中心として回動角 θ だけ回動した状態を示す。図 1 4 は、関心部位 B を示す。体表からリニアスキャンが実行されると、図 1 5 に示す x - y 断面の超音波画像が得られる。図 1 5 に示す超音波画像は、図 1 4 に示す関心部位 B に相当する関心部位像 I B と、穿刺針 I N とを含む。操作者は、図 1 5 に示す略リアルタイムの超音波画像を目視しながら穿刺針 N を進めることができる。

【 0 1 1 0 】

第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 A によると、第 1 振動子セット 2 2 j と第 2 振動子セット 2 2 k との相互の切り替えが自動的に行なわれるので、回動操作を行なう操作者の操作性を向上させることができる。

10

【 0 1 1 1 】

また、第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 A によると、いずれかの振動子セットによるスキャン面に現れていた穿刺ターゲットを、切り替え後の他の振動子セットによるスキャン面に現すことができる。

【 0 1 1 2 】

(第 3 実施形態)

第 3 実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成は、図 1 に示す第 1 実施形態に係る超音波プローブ及び超音波診断装置の構成と同等であるので、図示及び説明を省略する。

20

【 0 1 1 3 】

図 1 6 は、第 3 実施形態に係る超音波プローブの構造例を示す図である。

【 0 1 1 4 】

図 1 6 は、第 3 実施形態に係る超音波プローブ 1 1 B を示す。超音波プローブ 1 1 B は、主に、直腸から挿入して内部臓器を画像化するのに適した体腔内用のものである。超音波プローブ 1 1 B は、装置本体 1 2 による制御に従って、被検体に対して超音波の送受波を行なう。

【 0 1 1 5 】

図 1 6 の左側は、図 1 6 の右側に示す超音波プローブ 1 1 A の V - V 断面 (x - y 断面) 図を示し、図 1 6 の右側は、超音波プローブ 1 1 B を側 (y - z 面) から見た図を示す。

30

【 0 1 1 6 】

超音波プローブ 1 1 B は、ハンドル部 2 1、プローブ本体 (先端部) 2 2 B、及びケーブル 2 3 によって構成される。

【 0 1 1 7 】

また、超音波プローブ 1 1 B は、穿刺針をガイドするための穿刺アダプタ 2 4 を装着可能である。穿刺アダプタ 2 4 の所定の位置には、穿刺針ガイド用の複数の貫通穴 (孔) が形成される。超音波プローブ 1 1 B は、超音波プローブ 1 1 B の位置と、超音波プローブ 1 1 B の軸の向きと、超音波プローブ 1 1 B の回動角とを測定する 2 個の位置センサ (磁気センサ) M を装着可能である。

40

【 0 1 1 8 】

プローブ本体 2 2 B は、第 1 振動子セット 2 2 a、第 2 振動子セット 2 2 b、信号線 2 2 g、溶液層 2 2 h、及び音響窓 2 2 f を備える。第 1 振動子セット 2 2 a 及び第 2 振動子セット 2 2 b によるスキャン方式は異なるものとする。

【 0 1 1 9 】

なお、図 1 6 に示す超音波プローブ 1 1 B において、図 2 に示す超音波プローブ 1 1 と同一の構成部材には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 1 2 0 】

音響窓 2 2 m は、被検体と直接接触する筐体のうちプローブ本体 2 2 B の軸を中心とする円周の全部又は一部 (送受信開口の部分) に設けられ、超音波を透過し易い材料が選択される。筐体は、リニアアレイ 2 2 a、コンベックスアレイ 2 2 b、及び一部の信号線 2

50

2 g を収容する。

【0121】

超音波診断装置1Bは、操作者によってスキャン方式の切り替えるための回動操作が手動的に行なわれる場合に、切り替え前のスキャン方式による超音波画像上で設定された穿刺ターゲットIT（図8に図示）の位置を含むように切り替え後のスキャン方式によるスキャン面を誘導するものである。切り替え後のスキャン方式によるスキャン面が穿刺ターゲットITの位置を含む場合に、超音波診断装置1Bは、その旨の報知（表示及び音声のうち少なくとも一方）を行なう。

【0122】

超音波診断装置1Bに近接して送信器（磁気トランスミッタ）が配置される。送信器からは、3次元方向の磁場が時間的に切り替えられて放射され、それに同期して位置センサMが3次元座標を検知することで、超音波診断装置1Bは、超音波プローブ11Bの回動角を測定する。

【0123】

超音波診断装置1Bは、コンベックススキャンによる超音波画像上に設定された穿刺ターゲットIT（図8に図示）の空間的な位置を算出できるので、リニアスキャンによるスキャン面が穿刺ターゲットITを含む場合の目標回動角を算出することができる。そして、超音波診断装置1Bは、回動操作による超音波プローブ11Bの測定回動角が目標回動角に略一致する場合に報知を行なうことができる。

【0124】

なお、超音波診断装置1Bは、位置センサMが3次元座標を検知することで、超音波プローブ11Bの空間的な位置と、超音波プローブ11Bの軸の向きとを測定することもできる。その場合、超音波プローブ11Bの回動操作中に超音波プローブ11Bの位置や超音波プローブ11Bの軸の向きが変化すると、超音波プローブ11Bの測定位置や超音波プローブ11Bの軸の測定向きが変化するが、それらの変化をも総合評価して、リニアスキャンによるスキャン面が穿刺ターゲットIT（図8に図示）を含む時に報知を行なうことができる。

【0125】

第3実施形態に係る超音波診断装置1Bによると、いずれかの振動子セットによるスキャン面に現れていた穿刺ターゲットを、切り替え後の他の振動子セットによるスキャン面に現すことができる。

【0126】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0127】

- 1～1B 超音波診断装置
- 11～11B 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 21 ハンドル部
- 21a 切り替えスイッチ
- 22～22B プローブ本体
- 22a, 22j 第1振動子セット
- 22b, 22k 第2振動子セット
- 22c 回転支持体
- 22d 回動軸

10

20

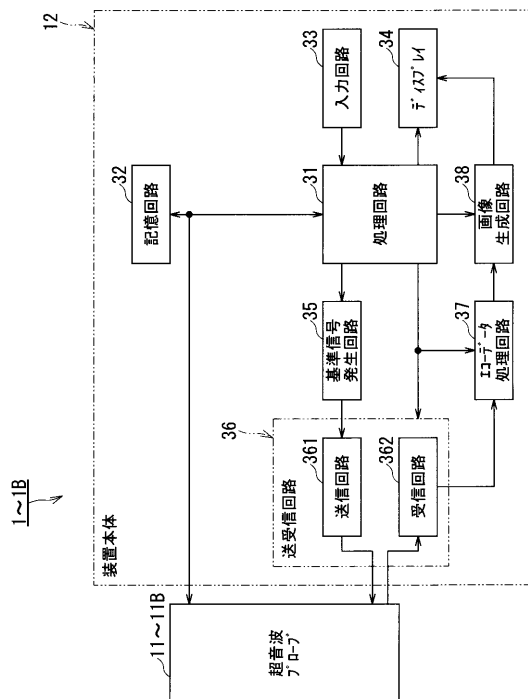
30

40

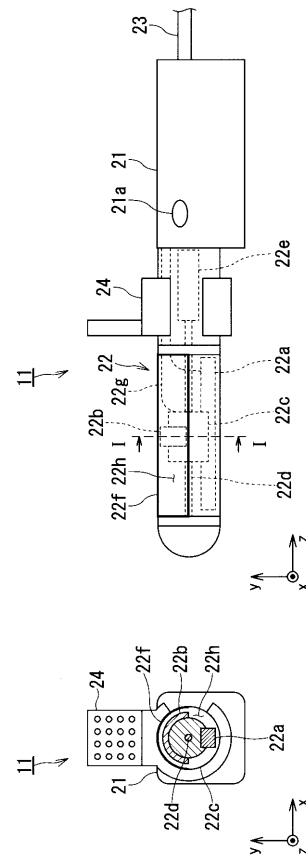
50

2 2 e , 2 2 l 回転駆動部
 2 2 f , 2 2 m 音響窓
 2 2 g 信号線
 2 2 h 溶液層
 2 4 , 2 4 A 穿刺アダプタ

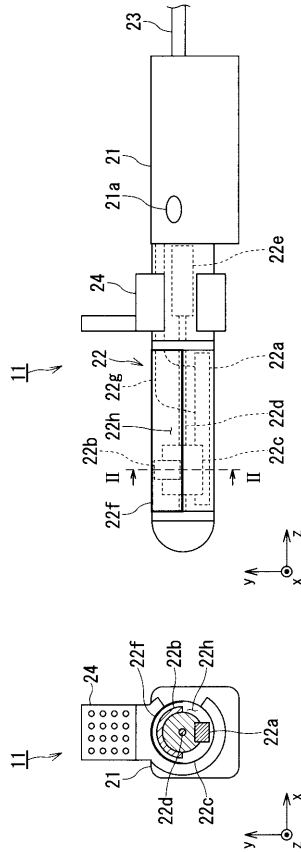
【図 1】



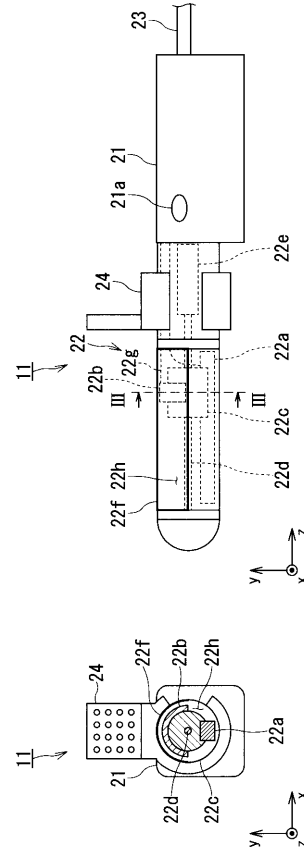
【図 2】



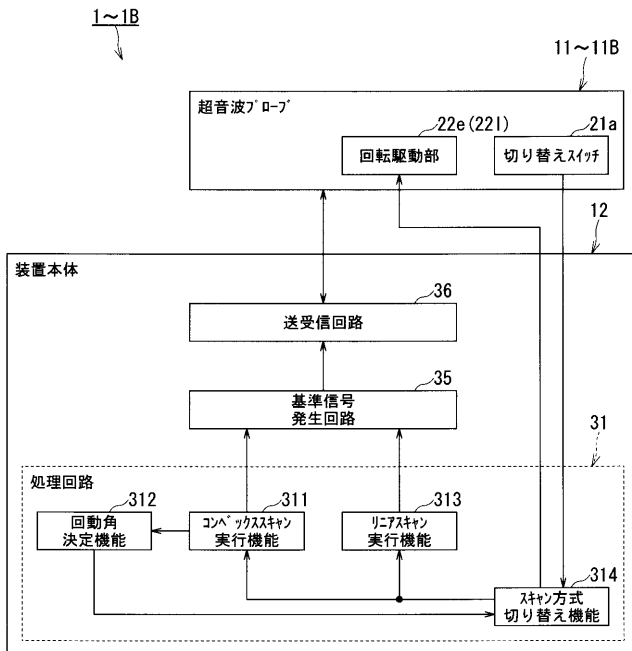
【図 3】



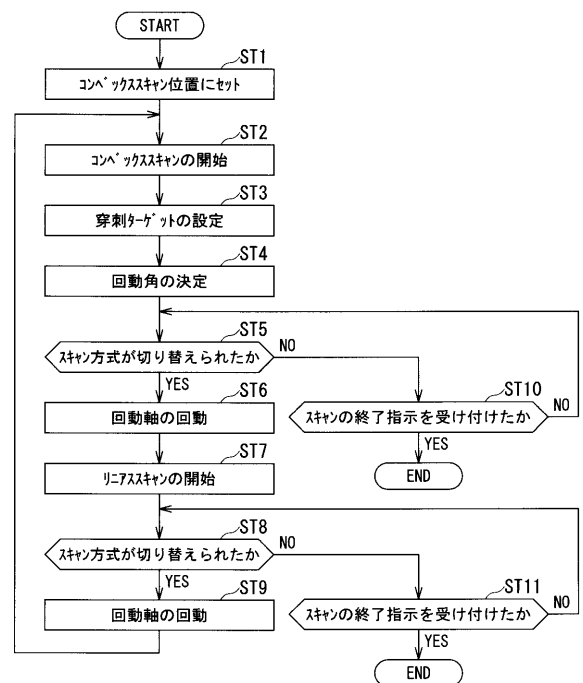
【図 4】



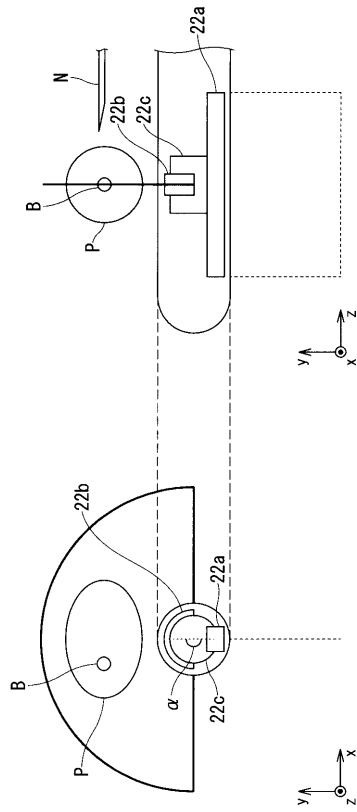
【図 5】



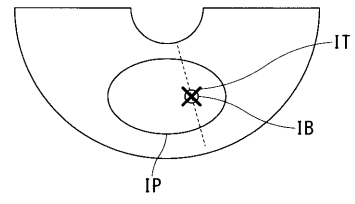
【図 6】



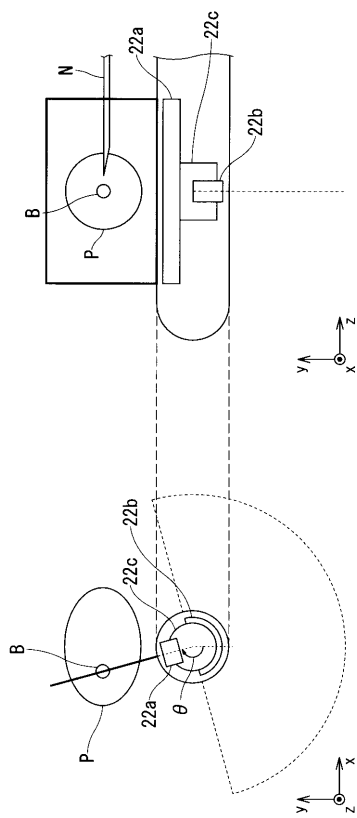
【図 7】



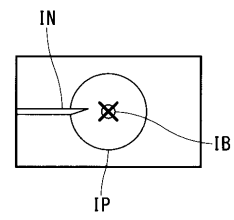
【図 8】



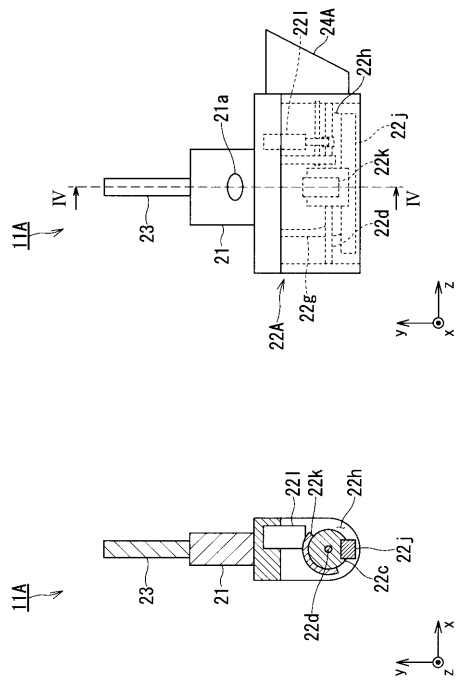
【図 9】



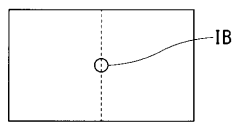
【図 10】



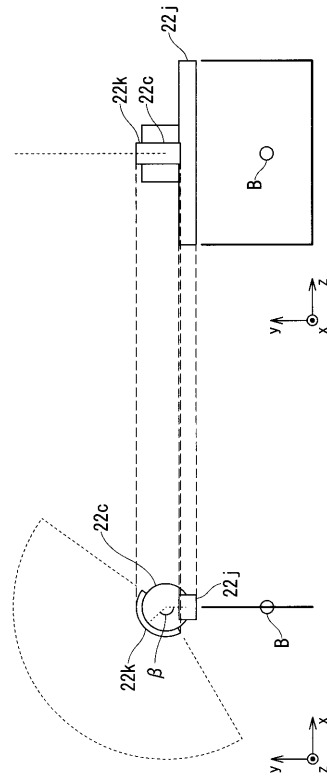
【図 1 1】



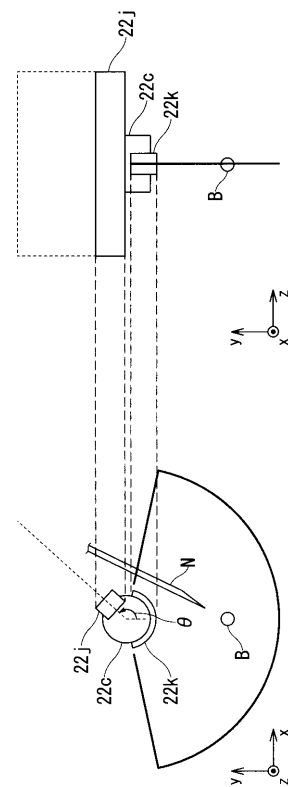
【図 1 3】



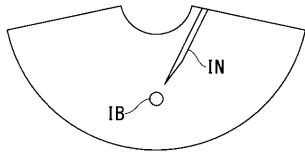
【図 1 2】



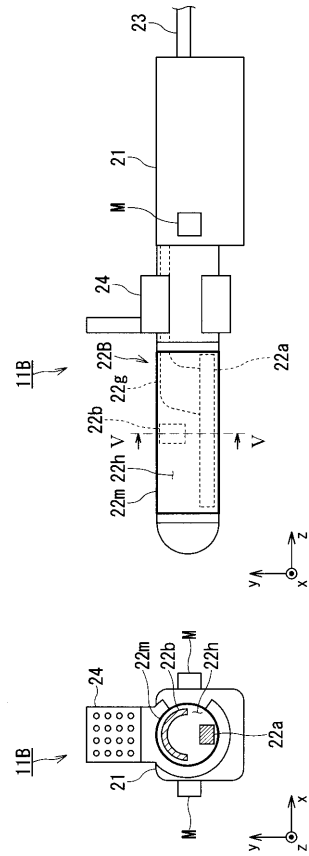
【図 1 4】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2016214441A5	公开(公告)日	2018-06-28
申请号	JP2015100895	申请日	2015-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	久保田隆司		
发明人	久保田 隆司		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/4461 A61B8/4477 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/54 A61B90/11 A61B2017/3411 A61B2017/3413 A61B2090/067 A61B2090/378 A61B17/3403 B06B1/0659 G01S7/52073 G01S15/8918 G01S15/892 G01S15/894 G01S15/8945 G10K11/346 G10K11/352 G01N29/265 G01N2291/105 G01N2291/106		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/FE07 4C601/FE09 4C601/FF05 4C601/GA01		
其他公开文献	JP6662578B2 JP2016214441A		

摘要(译)

要解决的问题：在切换后，通过任何换能器组的两个超声波探头和超声波诊断设备在另一个换能器组的扫描表面上显示出现在扫描表面上的穿刺目标能够进行超声波诊断。解决方案：超声探头11包括第一换能器组22a，其中多个换能器沿平行于超声探头11的轴的方向布置，多个换能器布置在基本垂直于轴的平面上第二振荡器组22b，第一振荡器组22a和第二振荡器组22b绕轴线旋转并且旋转轴22d。