

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4201311号
(P4201311)

(45) 発行日 平成20年12月24日(2008.12.24)

(24) 登録日 平成20年10月17日(2008.10.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 1 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-66591 (P2002-66591)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成14年3月12日(2002.3.12)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2003-260055 (P2003-260055A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成15年9月16日(2003.9.16)	(72) 発明者	篠村 隆一
審査請求日	平成16年10月5日(2004.10.5)		東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	神田 浩
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	玉野 聡
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		審査官	樋口 宗彦
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送受波する複数の振動子素子を2次元配列してなる超音波探触子と、送受波に用いる前記振動子素子を選択する振動子素子選択手段と、選択された前記振動子素子により受信された受波信号に遅延時間を与え信号処理する信号処理部と、前記信号処理部の出力信号に基づいて画像を生成する画像処理部と、前記画像を表示させる画像表示部とを備えた超音波診断装置において、

前記画像処理部は、フレネルリングによる口径から超音波を送受波し前記超音波探触子面の法線方向に対して一致する方向の超音波ビームで生成される第1の超音波像と、短冊状の口径から超音波を送受波し前記超音波探触子の法線方向に対して斜め方向の超音波ビームで生成される第2の超音波像とを記憶する記憶手段と、

前記第1の超音波像と前記第2の超音波像とからコンパウンドスキャン法により超音波断層像又はノ及び三次元像を生成する画像演算手段と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波を送受波する複数の振動子素子を面状に2次元配列してなる2次元配列探触子を用いた3次元走査に適用して有効な技術に関するものである。

10

20

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

超音波診断装置の性能向上及び超音波診断技術の進展に伴い、様々な診断領域に超音波診断装置が使用されることとなり、超音波を用いた診断に対しても3次元的な画像表示が要望されていた。通常、3次元的な画像表示を可能とするためには、被検体に対し所定間隔毎に複数枚の断層像を収集し、この得られた複数枚の断層像から抽出された撮像対象（観察対象）となる臓器等の輪郭をつなぎ合わせる等の方法によって3次元画像を再構成する必要があった。次に、この3次元像に基づいて周知の陰影法等によって、画像を3次元的に見せるための処理を行い、得られた二次元像（以下、3次元の二次元像あるいは3次元の超音波像と記す）を表示装置に表示させる構成となっていた。

10

【 0 0 0 3 】

しかしながら、3次元像の生成には断面の正確な位置情報が必要となるので、1次元配列の探触子を用いた従来の超音波診断装置では、3次元的な画像表示を行うことが困難であった。この問題を解決する方法として、近年、振動子素子を平面状に2次元配列した2次元探触子を用いた超音波診断装置が提案されている。

【 0 0 0 4 】

この2次元探触子を用いた超音波診断装置としては、2次元配列探触子で1つのみの口径を有し、超音波ビームを任意方向にセクタ走査する超音波診断装置が知られている。この超音波診断装置では、例えば64個×64個の振動子素子を2次元配列してなる探触子の場合、振動子素子数は4096個となり、各々の振動子素子を独自に遅延制御することによって、超音波走査する構成となっていた。

20

【 0 0 0 5 】

一方、4096個の振動子素子からの信号を各々制御するためには、振動子素子数と同数の4096チャンネル（ch）の整相回路が必要となるので、装置本体が非常に大きなものとなってしまう、実現が非常に困難であった。このために、例えば、送波256個、受波256個のように、4096個の振動子素子から1度の超音波の送受波に使用する振動子素子を間引き選択することによって、整相回路のチャンネル数を低減した超音波診断装置が提案されている。しかしながら、超音波の送受波に使用する振動子素子を単純に間引いた場合、S/Nが低下してしまうので、できる限り多くの整相チャンネル数としていた。

30

【 0 0 0 6 】

また、1次元配列の探触子で多用されるリニア走査やコンベックス走査を2次元配列の探触子の走査に応用した超音波診断装置もあった。しかしながら、この超音波診断装置では、セクタ走査の超音波診断装置に比較してさらに多くの振動子素子が配列される2次元配列探触子を使用することとなっていた。

【 0 0 0 7 】

このために、従来の超音波診断装置では、同心円状の多重リングを形成して口径とし、この多重リングを維持した状態で口径を2次元配列面内で移動させることによって、2次元配列探触子でのリニア走査やコンベックス走査を実現する構成が提案されていた。特に、この方式の超音波診断装置では、同心円状の多重リングの中心軸上の位置を焦点位置とし、この焦点からの距離が等しい振動子素子を束ねることによって多重リングを形成すると共に、整相回路のチャンネル数を低減させていた。

40

【 0 0 0 8 】

さらには、2次元配列された超音波振動子の内で、一部の振動子素子を送波に使用すると共に、他の位置の振動子素子を受波に使用するスパースアレーと称される技術を用いた超音波診断装置があった。

【 0 0 0 9 】

【発明が解決しようとする課題】

本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。

従来の超音波診断装置は、造影剤等を用いることなく無侵襲かつ手軽に軟部組織を描写で

50

きという特徴がある一方で、X線CT装置やMRI装置に比較して十分な解像度の断層像及び三次元像が得られないという問題があった。

【0010】

一方、超音波断層像の解像度及び画質を向上させる技術として、1次元配列の超音波探触子を用い、送受波方向の異なるビームで得られた受波信号から断層像を生成する技術があった。この方式を用いた超音波診断装置では、従来の超音波の送受波と同様に、まず探触子面の法線方向に超音波ビームを形成し、この超音波ビームを走査して所望の断層面内の情報を得る。次に、探触子面の法線方向とは異なる斜め方向の超音波ビームを形成し、この超音波ビームを走査して法線方向と同一断面の情報を得る。この後に、法線方向と斜め方向との超音波ビームが交差した情報から断層像を生成することによって、解像度及び画質を向上させた断層像を得るものであった。

10

【0011】

しかしながら、2次元配列の超音波探触子を用い同心円状の多重リングを形成して口径とする超音波診断装置では、超音波ビームの形成方向は探触子面の法線方向に限定されてしまうので、前述した超音波ビームの合成を利用した断層像の生成法を適用することはできなかった。

【0012】

また、スパースアレー技術を用いた超音波診断装置は、口径を走査せずに超音波ビームをセクタ走査する構成となっており、超音波ビームを交差させた超音波計測を行うことができないので、前述した超音波ビームの合成を利用した断層像の生成法を適用することはできなかった。

20

【0013】

本発明の目的は、2次元配列の超音波探触子を用いて高解像の断層像を収集することが可能な技術を提供することにある。

【0014】

本発明の他の目的は、装置規模を増大させることなく、2次元配列の超音波探触子を用いて診断画像の画質を向上させることが可能な技術を提供することにある。

【0015】

本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

30

【0016】

【課題を解決するための手段】

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

【0017】

(1) 被検体に超音波を送受波する複数の振動子素子を2次元配列してなる超音波探触子と、送受波に用いる前記振動子素子を選択する振動子素子選択手段と、選択された前記振動子素子により受信された受波信号に遅延時間を与え信号処理する信号処理部と、前記信号処理部の出力信号に基づいて画像を生成する画像処理部と、前記画像を表示させる画像表示部とを備えた超音波診断装置において、前記画像処理部は、フレネルリングによる口径から超音波を送受波し前記超音波探触子面の法線方向に対して一致する方向の超音波ビームで生成される第1の超音波像と、短冊状の口径から超音波を送受波し前記超音波探触子の法線方向に対して斜め方向の超音波ビームで生成される第2の超音波像とを記憶する記憶手段と、前記第1の超音波像と前記第2の超音波像とからコンパウンドスキャン法により超音波断層像又は/及び三次元像を生成する画像演算手段とを備える。

40

【0022】

前述した手段によれば、第1の振動子配列で超音波ビームを走査して得られた第1の超音波像と、第1の振動子配列の方向に交差するように選択された第2の振動子配列で超音波ビームを走査して得られる第2の超音波像とを記憶手段に記憶し、画像演算手段が記憶手段に記憶された第1の超音波像と第2の超音波像を合成するので、装置規模を増大させ

50

ることなく、第 1 の超音波像と第 2 の超音波像とを合成した超音波像を得ることができる。

【 0 0 2 3 】

ここで、第 1 の超音波像と、第 2 の超音波像との交差する位置での断層像情報とに基づいて、画像演算手段が合成画像を生成することによって、超音波像の画質を向上させることができる。

【 0 0 2 4 】

第 1 の振動子配列の口径を超音波探触子上で 2 次元方向に移動して第 1 の超音波像を得ると共に、第 2 の振動子配列の口径を第 1 の受波信号の移動経路に対応させ移動して第 2 の超音波像を得ることにより、超音波探触子を移動させることなく 2 次元方向の複数枚の第 1 及び第 2 の超音波像を収集することができる。

10

さらには、第 1 の振動子配列或いは第 2 の振動子配列が、超音波ビームの中心位置をずれた位置に形成するスパースアレーへの適用も可能である。

【 0 0 2 5 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。

なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【 0 0 2 6 】

20

（実施の形態 1）

図 1 は本発明の実施の形態 1 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図であり、特に、図 1 の（ a ）は同心円状の多重リングを口径として断層像を収集する場合の構成を説明するための図であり、図 1 の（ b ）は振動子素子を短冊状に束ねて断層像を収集する場合の構成を説明するための図である。ただし、図 1 において、10 は振動子素子、20 は整相回路、30 は加算器、40 は画像処理部、50 はモニタ、60 は振動子素子のリング状束ねによる口径、70 はスイッチアレー、80 は振動子素子の短冊状束ねによる口径を示す。また、実施の形態 1 の超音波診断装置では、Y 軸方向への一次元走査の場合について説明する。

【 0 0 2 7 】

30

図 1 の（ a ）,（ b ）に示すように、実施の形態 1 の超音波診断装置は、振動子素子 10 が 2 次元配列される超音波探触子と、この超音波探触子側に配置され超音波の送受波に係わる振動子素子を選択するスイッチアレー 70 と、超音波探触子からの受波信号に受波整相のための遅延を与える整相回路 20 と、受波整相後の受波信号を加算し超音波ビームを形成する加算器 30 と、多重リング状振動子によって得られた超音波ビームと短冊状振動子によって得られた超音波ビームとの交点の情報から断層像を生成する画像処理部 40 と、生成された断層像を表示するモニタ 50 とを備える。実施の形態 1 では、スイッチアレー 70 は超音波探触子側に配設される構成の場合について説明するが、装置本体側に配設する構成としてもよいことはいうまでもない。ただし、スイッチアレー 70 を超音波探触子側に配設することによって、超音波探触子と装置本体とを接続する信号線数を減らすことができる。なお、図 1 においては、送波系の構成は省略されている。

40

【 0 0 2 8 】

実施の形態 1 の超音波診断装置は、スイッチアレー 70 を制御して、2 次元に配列された振動子素子 10 の内からリング状に振動子を選択することによって、超音波の送受波を行うリング状の口径を形成すると共に、このリング状束ねで形成される口径 60 を矢印で示す Y 軸方向に走査させる制御手段を有する構成となっている。また、この制御手段はスイッチアレー 70 を制御して、2 次元に配列される振動子素子 10 の内から短冊状に振動子を選択することによって、探触子面の法線方向とは異なった斜め方向の超音波ビームを形成するための口径 80 を形成する。ただし、制御手段は何れの口径を形成する場合であっても、口径の形状及びビーム方向に対応した整相回路 20 を制御する。

50

【 0 0 2 9 】

図 1 において、実施の形態 1 の超音波探触子は、図示しない被検体内に超音波を送受波する複数の振動子素子 1 0 を 2 次元方向に配列してなり、この振動子素子 1 0 で超音波信号を収集するものである。この振動子素子 1 0 は、当該振動子素子 1 0 の 2 次元配列の一方向である長軸方向（図 1 の（ a ）中の Y 軸方向）と、この長軸方向に直交する他の方向である短軸方向（図 1 の（ a ）中の X 軸方向）とのそれぞれについて平面状に並ぶ配列とされている。

【 0 0 3 0 】

この振動子素子 1 0 の並びは、例えば、Y 軸方向に 2 8 個の振動子素子 1 0 が配列されており、各振動子素子 1 0 の送受波面が超音波の送波方向に対して平面とされている。なお、振動子素子 1 0 の Y 軸方向の配列は平面型に限定されることはなく、例えば、各振動子素子 1 0 の配列面が、超音波の送波方向に対して凸形となる円弧状の軌跡を描くように位置決めされた配列でもよい。

【 0 0 3 1 】

また、短軸方向（図 1 の（ a ）中の X 軸方向）における複数の振動子素子 1 0 は、例えば、1 4 個の振動子素子 1 0 が配列されており、各振動子素子 1 0 の送受波面が超音波の送波方向に対して平面配列とされている。なお、X 軸方向についても上記 Y 軸方向と同様に、送波方向に凸型の円弧状をなすように振動子素子 1 0 を配列しても良い。

【 0 0 3 2 】

スイッチアレー 7 0 は、整相回路 2 0 のチャンネル数 × Y 軸方向（超音波ビームの走査方向）の振動子素子数 × X 軸方向の振動子素子数、すなわち $8 \times 28 \times 14 = 3136$ 個の素子選択スイッチからなる。特に、実施の形態 1 では、図 1 の（ a ）、（ b ）に示すように、X 軸方向の 1 行分毎に $8 \times 28 = 224$ 個の素子選択スイッチがマトリックス状に配置され、各素子選択スイッチの切り換えにより、整相回路 2 0 の任意のチャンネルを 1 行分の振動子素子 1 0 の内の何れにも接続できる構成となっている。従って、このスイッチアレー 7 0 を構成する素子選択スイッチの切り換えにより、多重リング状例えばフレネルリングからなる口径 6 0、及び短冊状の口径 8 0 を探触子面上の矢印で示す X、Y 方向に連続的に走査移動させて超音波ビームを送受波し、3 次元データを取り込むことができる。ただし、実際の超音波診断装置では、口径を構成する振動子素子数は数十個～数百個が必要となる。

【 0 0 3 3 】

整相回路 2 0 は、同心円状に形成されたリングの数または短冊状の素子配列数の何れかの多い方の数に対応した複数の整相回路、例えば 8 チャンネルの整相回路を有している。ただし、各整相回路は従来の整相回路と同じ構成で良い。また、実施の形態 1 では、フレネルリングによる口径 6 0 と短冊状の口径 8 0 とにより、順次超音波ビームを形成する構成となっているので、整相回路群は図示しない制御手段からの口径指示信号に応じて、口径に応じた整相データを図示しないテーブルから読み出して設定する。

【 0 0 3 4 】

加算器 3 0 は、整相回路 2 0 を構成する 8 チャンネルの受波整相手段から出力される受波整相後の受波信号を加算し、超音波ビームを形成する周知の加算器である。

【 0 0 3 5 】

画像処理部 4 0 は、フレネルリングによる口径 6 0 から超音波を送受波し探触子面の法線方向に一致する超音波ビームで生成される第 1 の超音波像と、短冊状の口径 8 0 から超音波を送受波し探触子の法線方向に対して斜め方向の超音波ビームで生成される第 2 の超音波像とを、一時的に格納する図示しない格納手段を有する構成となっている。また、画像処理部 4 0 は、異なるビーム方向の超音波ビームの走査で得られた超音波断層像に基づいて、超音波ビームが交差する位置の断層像情報から断層像を生成する、すなわち超音波ビームが交差する位置からの整相された受波信号の情報を使用した周知のコンパウンドスキャンと称される画像形成法によって、1 つの超音波断層像又は / 及び 3 次元像を生成する図示しない画像演算手段を有する。さらには、画像処理部 4 0 は、得られた 3 次元像を表

10

20

30

40

50

示用の２次元像（三次元的超音波像）に変換するための周知のボリュームレンダリング処理やサーフェスレンダリング処理等を行う変換手段を備える構成となっている。なお、コンパウンドスキンの詳細については、「Robert R. Entekin, "Real-Time spatial compound imaging-Technical performance in vascular applications", Acoustical Imaging, Vol25, 2000」に記載される。

【 0 0 3 6 】

次に、図１の（a）、（b）に基づいて、実施の形態１のフレネルリングによる口径６０と、短冊状の口径８０とによる超音波断層像の収集動作について説明する。ただし、以下の説明では、フレネルリングによる口径６０は３つのリング形状に振動子素子１０を束ねて形成し、短冊状の口径８０はＸ軸方向に配列される１列の振動子素子１０の短冊を８列束ねて形成した場合について説明するが、リング数及び短冊の束ね数はこれに限定されない。

10

【 0 0 3 7 】

図１の（a）に示すように、制御手段がスイッチアレー７０を切り換えて２次元配列された振動子素子１０を同心円の３つのリング形状に束ねることにより、フレネルリングによる口径６０が形成される。このとき、制御手段は、整相回路２０に対して、この３つのリングの中心位置から延びる法線方向に焦点を形成するように、整相回路２０の各チャンネルに整相データを設定する。すなわち、同一のリングを形成する振動子素子１０から焦点位置に至るまでの距離がほぼ同じ距離となるように振動子素子１０を選択すると共に、この選択された振動子素子群に接続される整相回路へ所定の整相データを供給する。

20

【 0 0 3 8 】

ここで、口径６０から超音波の送受波を行うことにより、加算部から出力される信号は、等方的などの方向にも均一な超音波ビームすなわち口径６０の中心位置から法線方向に延びる超音波ビームとなる。このときの各振動子素子１０で受波される超音波と焦点Ｆとの位置関係を示したのが図２である。この図２から明らかなように、口径６０による焦点位置はフレネルリングの法線方向となる。

【 0 0 3 9 】

次に、制御手段が超音波の１送受波毎にスイッチアレー７０の各素子選択スイッチを切り換え制御し、フレネルリングの口径６０を維持した状態で、図１の（a）に示す矢印方向に口径６０を移動させることによって、超音波ビーム方向を法線方向に維持した状態でリニア走査することができる。

30

【 0 0 4 0 】

フレネルリングによる口径６０での走査が終了すると、次に、図１の（b）に示すように、制御手段はスイッチアレー７０を切り換えて振動子素子１０をＹ軸方向に複数列の配列を有した振動子素子列からなる短冊状の口径８０を形成する。このとき、制御手段は、整相回路２０に対して、８列の振動子素子列で形成される口径８０からの超音波ビームが、この口径８０の中心位置における法線方向と一致しない斜め方向の超音波ビームとなるように、各振動子素子列で受信した信号に付与する整相データを調整する。

【 0 0 4 1 】

ここで、口径８０から超音波の送受波を行うことにより、加算部から出力される信号は、口径６０の超音波ビームに対して所定の角度を有する超音波ビームとなる。つまり、口径６０と口径８０との中心位置が同じ場合の焦点Ｆ、Ｆ'の位置は、図２に示すように異なる位置に配置されることとなる。ただし、フレネルリングによる口径６０からの超音波ビームと異なり、短冊状の口径８０からの超音波ビームは振動子素子列毎の整相データを調整することにより、口径８０の振動子素子の配列面に対する超音波ビームの傾斜角度を任意に設定できる。

40

【 0 0 4 2 】

このとき、制御手段が超音波の送受波サイクルに同期してスイッチアレー７０の各素子選択スイッチを切り換え制御し、短冊状の口径８０を維持した状態で、図１の（b）に示す矢印方向に口径８０を移動させることによって、超音波ビーム方向を斜め方向に維持した

50

状態でのリニア走査、すなわちオブリーク走査ができる。ただし、実施の形態 1 では、後述するように、短冊状の口径 80 で異なる 2 方向の傾斜された超音波ビームでの走査を行う構成となっている。従って、制御手段は図 2 に示す焦点 F' での走査が終了すると、次に、他の傾斜（例えば、図 3 に示す（- ））での走査を行う。ただし、この他の傾斜での走査は必須ではなく、一の傾斜でのオブリーク走査のみでもよい。しかしながら、二以上の異なる傾斜で走査することにより、得られる断層像の画質を向上させることができる。

【0043】

フレネルリングによる口径 60 と短冊状の口径 80 とによる超音波走査で断層像データが得られると、制御手段の制御により、図 3 に示すように画像処理部 40 が異なるビーム方向の超音波ビームの走査で得られた超音波断層像から超音波ビームが交差する位置における断層像情報より、1 つの超音波断層像を演算する。次に、画像処理部 40 は得られた超音波断層像をモニタ 50 に出力し、このモニタ 50 の表示面に断層像を表示させる。

10

【0044】

このように、実施の形態 1 の超音波診断装置では、探触子面の法線方向での超音波ビームによる走査はフレネルリングによる口径 60 で行い、探触子面の法線方向と異なる傾斜方向での超音波ビームによる走査は短冊状の口径 80 で行い、それぞれの口径で得られた超音波データから超音波断層像を演算する構成となっているので、装置規模を増大させることなくすなわち振動子素子 10 の数よりも少ないチャンネル数の整相回路 20 を構成しつつ、2 次元配列の超音波探触子を用いた場合であっても高解像の超音波断層像を得ることができる。従って、装置規模を大きくすることなくすなわち振動子素子 10 の数よりも少ないチャンネル数の整相回路 20 によって、超音波診断装置の画質を向上させることができる。

20

【0045】

なお、実施の形態 1 の超音波診断装置では、同数の振動子素子数で囲まれる領域すなわち X 軸方向が 14 個及び Y 軸方向が 8 個の振動子素子 10 で囲まれる領域に、それぞれフレネルリングの口径 60 と短冊状の口径 80 とを形成する構成としたが、先にも述べたように、実際の装置構成においては、これに限定されることはなく、他の振動子素子数の領域で口径 60 と口径 80 を形成してもよいことはいうまでもない。さらには、口径 60 と口径 80 とを異なる個数の振動子素子 10 の領域で形成してもよいことはいうまでもない。

30

【0046】

また、実施の形態 1 の超音波診断装置では、口径 60 による超音波走査と口径 80 による超音波走査とを順次行い、この収集された断層像から高画質の断層像を生成する構成としたが、例えば、実施の形態 1 の超音波診断装置本体や探触子部分に、口径 60 あるいは口径 80 の何れか一方の口径による超音波走査で得られる断層像を表示させるモードと、口径 60 及び口径 80 での超音波走査を行うことで得られるそれぞれの断層像からコンパウンドスキャン画像形成法により合成された断層像を生成し表示させるモードとを設ける。このような構成とすることにより、口径 60 あるいは口径 80 の何れか一方の口径による超音波走査のモードで得られる断層像に基づいて関心部位を探索し、関心部位の高画質断層像が必要な領域は口径 60 と口径 80 とにより超音波走査し、得られた断層像から合成された断層像を生成し表示させるモードに切り換えることによって、画質よりもリアルタイム処理（表示）が要求される関心部位の探索と、高画質表示が要求される確定診断用の画像表示とでそれぞれの用途に適した超音波計測ができるので、診断効率及び診断能を向上させることができる。

40

【0047】

なお、実施の形態 1 において、短冊状振動子の一つの列振動子の信号には全て同一の整相データを与えることとしたが、これによると列方向のフォーカシングが行われないので、画質が良くないことが懸念される。従って、列の長さが長い場合には、例えば 14 個の振動子を端から 2 個、3 個、4 個、3 個、2 個のように、5 つの群に分け、それぞれの群振動子へ列方向のフォーカシングを行う整相回路を設けても良い。

50

【 0 0 4 8 】

(実施の形態 2)

図 4 は本発明の実施の形態 2 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図であり、特に、図 4 の (a) は同心円状の多重リングを口径として断層像を収集する場合の構成を説明するための図であり、図 4 の (b) は振動子素子を短冊状に束ねて断層像を収集する場合の構成を説明するための図である。ただし、実施の形態 2 の超音波診断装置は、実施の形態 1 の 2 次元配列探触子よりも多くの振動子素子 1 0 を配列し、Y 軸方向と共に X 軸方向にも口径 6 0 , 8 0 を走査させて複数枚の超音波断層像を収集すると共に、この複数枚の超音波断層像から 3 次元超音波像を生成する構成が異なるのみで、他の構成は実施の形態 1 と同様となる。従って、以下の説明では、口径 6 0 , 8 0 を探触子面に沿って二次元に走査することによって得られる 3 次元超音波像について詳細に説明する。

10

【 0 0 4 9 】

図 4 の (a) , (b) に示すように、実施の形態 2 の 2 次元配列探触子では、実施の形態 1 の 2 次元配列探触子よりも X 軸方向の振動子素子数を多くした構成となっている。すなわち、実施の形態 2 の 2 次元配列探触子では、 $27 \times 28 = 756$ 個の振動子素子 1 0 により構成される。ただし、フレネルリングによる口径 6 0 と短冊状の口径 8 0 とは実施の形態 1 と同様に、それぞれ $14 \times 8 = 112$ 個の振動子素子 1 0 で囲まれる領域を形成する。

【 0 0 5 0 】

実施の形態 2 の超音波診断装置では、図 4 の (a) に示すように、 14×8 個の振動子素子領域にフレネルリングによる口径 6 0 を形成する場合には、探触子面の一部領域に口径 6 0 が形成されることとなる。従って、口径 6 0 は図 4 の (a) 中に示す矢印方向 (Y 軸方向) への走査の他に、X 軸方向への走査も可能となる。従って、口径 6 0 の X 軸方向の位置を固定しておき、この状態で口径 6 0 を Y 軸方向に移動させて断層像を収集した後に、口径 6 0 を X 軸方向に所定数の振動子素子分だけ移動させた後に、X 軸方向への走査は行わずに Y 軸方向に移動させて断層像を収集するという断層像の収集 (撮像) 動作を、口径 6 0 が X 軸方向の一端側から他端側に至るまで繰り返すことによって、X 軸方向への移動間隔が振動子素子 1 0 の X 軸方向分となる Y 軸方向の断層像を複数枚、2 次元配列探触子を移動させることなく収集することができる。ただし、フレネルリングによる口径 6 0 により形成される超音波ビームは探触子面の法線方向となるので、前述する実施の形態 1 と同様に、口径 6 0 の走査によって得られる断層像は探触子面に対して垂直な超音波ビームによって収集されたものとなる。また、口径 6 0 の X 軸方向及び Y 軸方向への走査は、制御手段が超音波の送受波サイクルに同期してスイッチアレー 7 0 を構成する各素子選択スイッチの切り換えを制御し、口径 6 0 を維持した状態で、X 軸方向及び Y 軸方向へ走査させるものである。

20

30

【 0 0 5 1 】

一方、図 4 の (b) に示すように、 14×8 個の振動子素子 1 0 による短冊状の口径 8 0 を形成する場合にも、探触子面の一部領域に口径 8 0 が形成されることとなる。従って、口径 6 0 と同様に、口径 8 0 も図 4 の (b) 中に示す矢印方向 (Y 軸方向) への走査の他に、X 軸方向への走査が可能となる。従って、口径 8 0 の X 軸方向の位置を固定しておき、この状態で口径 8 0 を Y 軸方向に移動させて断層像を収集した後に、口径 8 0 を X 軸方向に所定数の振動子素子の分だけ移動させた後に、X 軸方向への走査は行わずに Y 軸方向に移動させて断層像を収集するという断層像の収集動作を、口径 8 0 が X 軸方向の一端側から他端側に至るまで繰り返すことによって、X 軸方向への移動間隔が振動子素子 1 0 の X 軸方向分となる Y 軸方向の断層像を複数枚、2 次元配列探触子を移動させることなく収集することができる。ただし、前述する実施の形態 1 と同様に、実施の形態 2 においても口径 8 0 による超音波ビームの方向は、探触子面の法線方向とは異なる方向とする。また、口径 8 0 の超音波ビーム方向は、口径 8 0 の走査方向すなわち Y 軸方向と一致する方向に傾斜させる。このように、口径 8 0 からの超音波ビームを傾斜させることによって、口径 6 0 で収集した断層面と同じ断層面の超音波像を傾斜した超音波ビームで収集する。ま

40

50

た、口径 80 の X 軸方向及び Y 軸方向への走査は、制御手段が超音波の送受波サイクルに同期してスイッチアレー 70 を構成する各素子選択スイッチの切り換えを制御し、口径 80 を維持した状態で、X 軸方向及び Y 軸方向へ走査させるものであり、さらには、超音波ビームの傾斜角や傾斜方向を変えて、再度、同じ断層面の超音波像を収集する構成としてもよい。

【0052】

次に、口径 60 と口径 80 で収集された超音波像は、画像処理部 40 により実施の形態 1 と同様に、口径 60 による法線方向の超音波ビームと、口径 80 による傾斜された超音波ビームとからコンパウンドスキャン画像形成法によりその交点の受信信号が演算され、Y 軸方向に平行な断層像が生成される。このとき、実施の形態 2 では、X 軸方向に口径 60 , 80 を移動する毎にこの口径 60 , 80 を Y 軸方向に走査する構成となっているので、探触子面の法線方向と Y 軸方向との 2 次元の断層像が X 軸方向に複数枚生成される。

【0053】

ここで、例えば、実施の形態 2 の超音波診断装置が有する図示しない操作パネルを検者が操作して 3 次元像表示を指定したならば、画像処理部 40 は、まず複数枚の断層像から 3 次元像を生成する。次に、画像処理部 40 は 3 次元像からボリュームレンダリング等の周知の画像処理により、3 次元像を表示用の 2 次元像（三次元的超音波像）に変換し、この表示用の三次元的超音波像をモニタ 50 に表示させる。

【0054】

以上説明したように、実施の形態 2 の超音波診断装置では、まず、口径 60 による探触子面の法線方向の超音波ビームと、この口径 60 からの超音波ビームに対してビーム方向が傾斜する口径 80 による超音波ビームとが同一の断層面に走査されて断層像情報を収集する構成となっている。次に、実施の形態 2 では、異なるビーム方向の超音波ビームで収集された断層像情報から画像処理手段 40 が超音波ビームの交差位置の断層像情報を生成するコンパウンドスキャン画像形成法と称される方式により一の断層像を生成する。ここで、検者による図示しない操作卓の釦の操作で断層像すなわち 2 次元像の表示が指定されている場合には、画像処理部 40 はコンパウンドスキャンにより生成された断層像を順次モニタ 50 に出力し、表示画面上に表示させる。

【0055】

一方、検者による図示しない操作卓の釦の操作で 3 次元像の表示が指定されている場合には、画像処理部 40 はコンパウンドスキャンにより生成された複数枚の断層像から 3 次元像を再構成する。次に、画像処理手段 40 は再構成された 3 次元像から周知のボリュームレンダリングにより表示用の 3 次元像（三次元的 2 次元像）を生成し、この生成した三次元的 2 次元像をモニタ 50 に出力して、表示画面上に表示させる。

【0056】

この場合、探触子面の法線方向での超音波ビームによる走査は全ての振動子素子 10 の内の一部の振動子素子 10 を用いたフレネルリングによる口径 60 で行い、探触子面の法線方向と異なる傾斜方向での超音波ビームによる走査は短冊状の口径 80 で行い、それぞれの口径で得られた超音波データから超音波断層像を演算する構成となっているので、装置規模を増大させることなくすなわち振動子素子 10 の数よりも少ないチャンネル数の遅延回路で整相回路 20 を構成しつつ、2 次元配列の超音波探触子を用いた高解像度の超音波断層像を得ることができる。従って、装置規模を大きくすることなくすなわち振動子素子 10 の数よりも少ないチャンネル数の遅延回路で整相回路 20 を構成しつつ、超音波診断装置の画質を向上させることができる。

【0057】

なお、実施の形態 2 の超音波診断装置では、口径 60 と口径 80 との走査方向を Y 軸方向とする構成としたが、これに限定されることはなく、探触子面内の何れかの方向に走査させる構成としてもよいことはいうまでもない。ただし、この場合には、短冊状の口径 80 は少ない素子選択スイッチ及びチャンネル数とする必要があるため、このために短冊状に束ねる振動子素子の束ね方向も超音波ビームの走査方向に応じて設定する必要がある。例え

10

20

30

40

50

ば、X軸とY軸との45度方向に口径80を走査させる場合には、走査方向に直交する短冊を複数本束ねることによって、X軸とY軸との45度方向に走査可能となる。

【0058】

また、実施の形態2の超音波診断装置では、口径60による超音波走査と口径80による超音波走査とを順次行い、この収集された断層像から高画質の断層像あるいは三次元像を生成する構成としたが、例えば、実施の形態2の超音波診断装置本体や探触子部分に、口径60あるいは口径80の何れか一方の口径による超音波走査で得られる断層像を表示させるあるいは三次元像を生成するモードと、口径60及び口径80での超音波走査で得られるそれぞれの断層像からコンパウンドスキャンにより合成された断層像を生成するあるいはこの生成された断層像から三次元像を生成し表示させるモードとを設ける。このような構成とすることにより、口径60あるいは口径80の何れか一方の口径による超音波走査のモードで得られる断層像あるいは三次元像に基づいて関心部位に探索し、関心部位の高画質断層像が必要な場合に、合成された断層像あるいは三次元像を生成し表示させるモードに切り換えることによって、関心部位の速やかな探索と関心部位の高画質の観察（確定診断）とが可能となる。その結果、診断効率を向上させることが可能となる。

10

【0059】

さらには、実施の形態2の超音波診断装置では、Y軸方向に超音波ビームをY軸方向に振るのみとしたが、これに限定されることはなく、X軸方向にも振るようによ

【0060】

また、口径80の一つの振動子列の列方向へのフォーカシングを、前述の実施の形態1と同様に行うことが可能である。

20

【0061】

（実施の形態3）

図5及び図6は本願発明の実施の形態3の超音波診断装置の概略構成を説明するための図であり、特に、図5はスパースアレー60'を口径として断層像を収集する構成を説明するための図であり、図6は短冊状に束ねた振動子素子を口径として断層像を収集する構成を説明するための図である。ただし、実施の形態3では、振動子素子10が $64 \times 64 = 4096$ 個の2次元配列探触子の場合について説明するが、振動子素子数は4096個に限定されるものではない。また、従来のスパースアレーでは、複数の素子選択スイッチをアレー状に配置したアレースイッチ70は不要であるが、実施の形態3では、アレースイッチ70を介して振動子素子10と整相回路20とを接続する構成となっている。このような構成とすることによって、実施の形態3では、素子選択スイッチの切り換えにより、スパースアレー60'による超音波の送受波と、振動子素子10を短冊状に束ねた超音波の送受波とを同一の2次元配列探触子で行う構成となっている。すなわち図示しない被検体に探触子を当接したままの状態、スパースアレーによる超音波計測と短冊状の口径80'による超音波計測とを切り換えて行うことが可能な構成となっている。

30

【0062】

実施の形態3の超音波診断装置では、図5に示すように、 $64 \times 64 = 4096$ 個の振動子素子10の中で、128個の振動子素子を超音波の送受波に使用するいわゆるスパースアレーを形成する構成となっている。ただし、スパースアレー60'による超音波計測では、送波に用いる振動子素子と、受波に用いる振動子素子とを固定して送受波を行う。従って、実施の形態3ではスパースアレーによる超音波計測時には、図示しない制御手段はアレースイッチ70を構成する素子選択スイッチの中で、予め設定された素子選択スイッチをオンさせることによって、送波に用いる振動子素子と、受波に用いる振動子素子とを固定する。このような構成によって、スパースアレーによる超音波計測を可能としている。このスパースアレーによる超音波ビームの走査は、各振動子へ所定の整相データを与え、配列面の一点を頂点とした円錐形の内部を3次元走査するものである。

40

【0063】

一方、図6に示すように、短冊状に振動子素子10を束ねた超音波計測では、まず、64

50

× 64 の振動子素子 10 を X 軸方向に複数列の例えば 64 列に短冊状に束ねる。これによって、 $64 \times 64 = 4096$ 個の全ての振動子素子 10 を使用した短冊状の口径 80' を形成する。このとき、口径 80' を形成する各振動子素子に供給する送波信号及び各振動子素子から出力される受波信号に与える遅延データ又は整相データを調整することによって、口径 80' の超音波ビームの中心位置を口径 80' の中心からずれた位置（スパースアレー 60' の走査中心と異なる位置）に形成する。次に、この口径 80' の中心位置からずれた位置を基準として、セクタ走査により図示しない被検体の断層像を収集する。すなわち、口径 80' からの超音波の送受波で形成される超音波ビームと探触子面との交差位置が、口径 80' の中心位置から Y 軸方向に所定量ずれた位置としたセクタ走査によって被検体の断層像を収集する。ただし、超音波ビームの形成は、各振動子素子から出力される受波信号に整相回路 20 でそれぞれに遅延を与え、加算器 30 により遅延後の受波信号を加算することによって形成される。

10

【0064】

また、スパースアレーでは整相回路 20 のチャンネル数が通常の 4 倍程度である。よって、実施の形態 3 では、口径 80' を形成する際に、アレースイッチ 70 の接続を切り換え、短冊の長手方向（X 軸方向）をさらに分割して整相回路 20 に接続する構成とすることによって、スパースアレーよりも分解能及び S/N を向上した断層像を収集することが可能となる。

【0065】

次に、画像処理部 40 が口径 60' で収集された断層像と口径 80' で収集された断層像との超音波ビームの交点位置での情報を演算し、この演算された交点位置の画像データから断層像及び/又は三次元像を生成する。ここで、図示しない操作卓から断層像の表示が指定されている場合には、画像処理部 40 は生成断層像を表示用のデータに変換してモニタ 50 に出力して、表示面上に表示させる。一方、三次元像の表示が指示されている場合には、画像処理部 40 は三次元像から表示用の二次元像（三次元的超音波像）を生成し、この三次元的超音波像をモニタ 50 の入力形式のデータに変換した後に出力して、モニタ 50 の表示面に三次元的超音波像を表示させる。

20

【0066】

以上説明したように、実施の形態 3 の超音波診断装置では、2 次元配列探触子の探触子面の全体を口径とするスパースアレーによる口径 60' と短冊状の口径 80' とによる超音波ビームのセクタ走査で所望の断層面の走査する際に、短冊状の口径 80' の超音波ビームの中心位置を口径 60' の中心位置から所定量ずらした位置に設定しセクタ走査で走査することによって、装置規模を増大させることなくすなわち振動子素子 10 の数よりも少ないチャンネル数の遅延回路で整相回路 20 を構成しつつ、口径 60' による超音波ビームと口径 80' による超音波ビームとが交差するようにした、所望の断面の超音波像を収集することが可能となるので、コンパウンドスキャンによってそれぞれの断層像よりも画質の向上した断層像を生成することが可能となる。従って、コンパウンド走査によって複数枚の断層像を収集し三次元像を構成した場合であっても、画質の向上した三次元像を生成でき、この三次元像から生成した表示用の超音波像である三次元的超音波像の画質も向上できる。

30

40

【0067】

なお、実施の形態 1, 2 の超音波診断装置では、口径 60' の形状は、同心円状に素子束ねしたフレネルリングとしたが、これに限定されることはなく、素子選択スイッチの切り換えにより、例えば楕円、矩形状、その他の任意形状にしてもよいことはいうまでもない。この場合、その口径 60' からは任意形状に収束した超音波ビームが送受波されることとなる。ただし、口径 60' の形状をフレネルリングとする場合が最も少ないチャンネル数で整相回路を構成できると共に、S/N の良好な超音波画像を取得できることはいうまでもない。

【0068】

また、実施の形態 1 ~ 3 では、3 次元像の超音波像を生成する場合について説明したが、

50

これに限定されることはなく、例えば、フレネルリングによる口径60で収集した断層像から3次元像を再構成し、得られた3次元像をモニタ50に表示させて、このモニタ50に表示される断層像に基づいて指定された断面位置の断層像を得る際に、口径60と口径80とによる断層像から生成された断層像を表示させる構成としてもよいことはいうまでもない。このような構成とすることによって、比較的に時間を要する口径60と口径80との断層像の計測を、一般的に確定診断を行う場合に必要となる断層像の収集に対してのみ行うことが可能となるので、確定診断に必要となる断層像の収集に要する時間を低減させることが可能となる。その結果として、被検体にかかる負担を低減できると共に、診断効率を向上できる。

【0069】

10

また、実施の形態1～3では、3次元表示は、スキャンしたボリウムのデータを用いて、ボリウムレンダリングで表示させる場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、視点位置を決め、この視点位置から見た2次元像を視線に沿った音響強度に応じて光の透過するが如く、透過度をボクセル毎に決定して表示させる方式でもよい。

【0070】

また、操作卓に配置した画像の切り替え釦の操作に応じて、収集した複数の断層像を順次表示させるようにしてもよいことはいうまでもない。すなわち、実施の形態2, 3では、画像表示用の三次元的2次元像をボリウムレンダリングで生成することとしたが、3次元像から表示用の三次元的2次元像を生成する方式はボリウムレンダリングに限定されるものではなく他の方式でもよく、さらには、表示形式は2次元像に限定されることはなく、周知の三次元像の表示形式でもよい。

20

【0071】

また、フレーム単位で走査方法を変更したが、ラスト毎に変更してラスト毎にコンパウンドデータを作成して走査しても良い。

【0072】

以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0073】

30

【発明の効果】

本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

(1)、装置規模を増大させることなく第1の超音波ビームと、第2の超音波ビームとが交差した断層像を得ることができる。

(2)、第1の超音波ビームで収集された断層像情報と、第2の超音波ビームで収集された断層像情報と、第1の超音波ビームと第2の超音波ビームとの交差する位置での断層像情報とに基づいて、生成手段が断層像を生成するので、断層像の画質を向上させることができる。

(3)、断層像の画質を向上させることができるので、複数枚の断層像から生成する3次元像及び表示用の三次元的二次元像の画質を向上させることができる。

40

(4)、表示用の画像の画質を向上させることができるので、検者の診断効率を向上させることができる。

(5)、検者の診断効率を向上した結果、検査に要する時間を短縮することができるので、検者及び被検体の負担を低減できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態1の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

【図2】実施の形態1の各振動子素子で受波される超音波と焦点Fとの位置関係を説明するための図である。

【図3】実施の形態1における異なるビーム方向の超音波ビームの走査で得られた超音波

50

断層像を説明するための図である。

【図 4】本発明の実施の形態 2 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

【図 5】本願発明の実施の形態 3 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

。

【図 6】本願発明の実施の形態 3 の超音波診断装置の概略構成を説明するための図である。

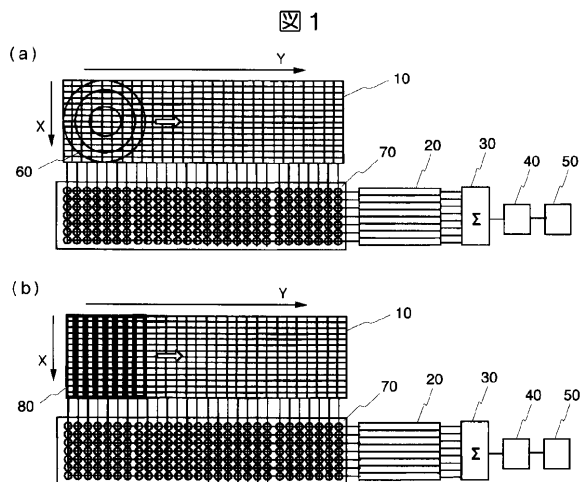
。

【符号の説明】

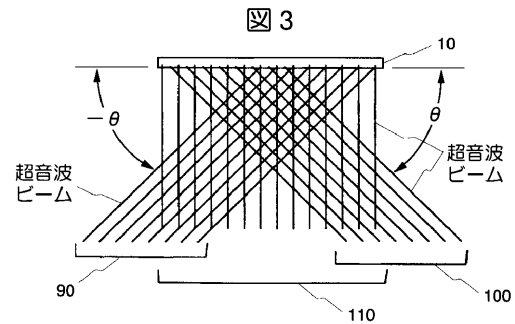
- | | |
|----------------------------------|-----------------|
| 1 0 ... 振動子素子 | 2 0 ... 整相回路 |
| 3 0 ... 加算器 | 4 0 ... 画像処理部 |
| 5 0 ... モニタ | 7 0 ... スイッチアレー |
| 6 0 ... 振動子素子のリング状束ねによる口径 | |
| 6 0 ' ... 振動子素子のスパースアレー束ねによる口径 | |
| 8 0 , 8 0 ' ... 振動子素子の短冊状束ねによる口径 | |

10

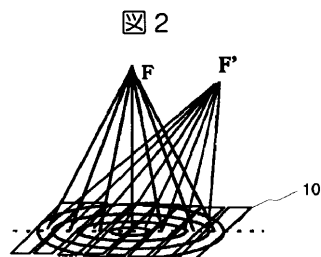
【図 1】



【図 3】



【図 2】



【 図 5 】

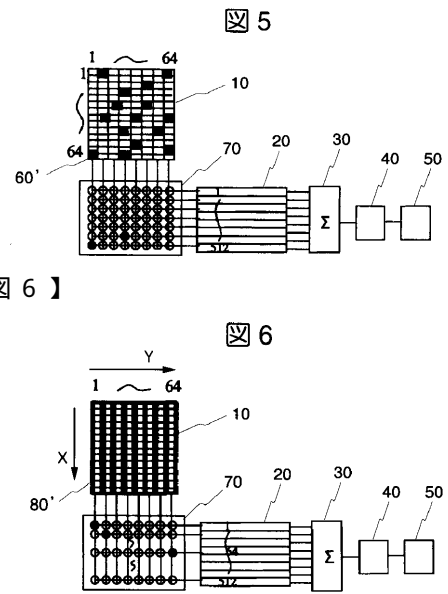
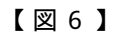


图 6

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-135217(JP,A)
国際公開第02/017298(WO,A1)
国際公開第02/017297(WO,A1)
特開平08-299337(JP,A)
特開2000-325344(JP,A)
特開2001-286467(JP,A)
特開2001-157677(JP,A)
特開平07-178086(JP,A)
国際公開第01/021072(WO,A1)
特開2001-104312(JP,A)
特表2004-506498(JP,A)
特表2004-506497(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

実用新案ファイル(PATOLIS)

特許ファイル(PATOLIS)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4201311B2	公开(公告)日	2008-12-24
申请号	JP2002066591	申请日	2002-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	篠村隆一 神田浩 玉野聡		
发明人	篠村 隆一 神田 浩 玉野 聡		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13		
CPC分类号	G01S7/52085 A61B8/13 A61B8/4494 A61B8/483 G01S7/52065 G01S15/8922 G01S15/8925 G01S15/8927 G10K11/345 Y10S128/922		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/BB14 4C301/BB22 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/EE15 4C301/GB10 4C301/HH11 4C301/HH26 4C301/HH27 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JC14 4C301/KK16 4C301/LL02 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GB11 4C601/GB21 4C601/HH14 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/LL01 4C601/LL02		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2003260055A5 JP2003260055A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供一种能够使用二维超声探头阵列收集高分辨率断层图像的技术。具有用于发送和接收超声波的多个换能器元件的二维阵列的超声探头和用于给来自换能器元件的接收信号提供延迟时间的相位调节装置在超声波诊断装置，其特征在于，布置在所述振荡器元件和相控装置之间，以保持由所述多个单位元件的构成的发射和接收表面的形状来切换所述换能器元件和相控装置之间的连接和开关装置，用于扫描超声波束，其中，控制所述开关的第一序列的含义捆绑多个单位元件的第一装置，用于形成超声波束，并且控制开关装置和所述第一和用于在与第一超声波束的方向交叉的方向上形成第二超声波束的装置和第二布置，其中单元元件以不同于该布置的发送/接收表面形状被捆绑。

【図 3】

