

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4787569号
(P4787569)

(45) 発行日 平成23年10月5日(2011.10.5)

(24) 登録日 平成23年7月22日(2011.7.22)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 D
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 L
	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B
	H 0 4 R 17/00 3 3 2 Y

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2005-235152 (P2005-235152)	(73) 特許権者	390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成17年8月15日(2005.8.15)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2006-122657 (P2006-122657A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成18年5月18日(2006.5.18)	(72) 発明者	佐藤 正平 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
審査請求日	平成20年6月16日(2008.6.16)	(72) 発明者	岩下 貴之 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2004-283463 (P2004-283463)		
(32) 優先日	平成16年9月29日(2004.9.29)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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】

凹型円筒面状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子と、
前記アレイ振動子に接続された送受信手段と、
を含み、
前記複数の振動素子は、円筒中心軸方向に整列した複数の振動素子列によって構成され、
前記各振動素子列は、円周方向に整列した複数の振動素子によって構成され、
前記送受信手段は、前記円筒中心軸方向に電子セクタ走査又は電子リニア走査としての第1電子走査を実行し、且つ、前記円周方向に電子リニア走査としての第2電子走査を実行し、
前記送受信手段は、
前記アレイ振動子上において凹型円筒面状の二次元開口を設定し当該二次元開口を前記円周方向に走査するスイッチング部と、
前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された送信部と、
前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された受信部と、
を含み、
前記円周方向における前記二次元開口の各設定位置において、前記円筒中心軸方向及び前記円周方向の両方向に同時に超音波ビームのフォーカシングが行われつつ前記円筒中心軸方向に超音波ビームが走査されて走査面が構成され、

10

20

前記走査面が前記円周方向に走査されて、集束部位を有する三次元空間が形成される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記二次元開口の円周方向における開口サイズを可変設定する手段が設けられた、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、

前記集束部位は円筒中心軸を含む部位であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記集束部位は、人体の肋骨間又はその付近に相当する位置に設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、

前記スイッチング部は、前記複数の振動素子列に対応して設けられた複数のスイッチング回路で構成され、

前記受信部は、少なくとも 1 つの第 1 整相加算回路セットと、前記第 1 整相加算回路セットごとに少なくとも 1 つ設けられた第 2 整相加算回路と、を有し、

前記第 1 整相加算回路セットは、前記各振動素子列ごとに前記開口に属する複数の振動素子から出力される複数の受信信号に対して第 1 整相加算処理を実行する複数の第 1 整相加算回路で構成され、

前記第 2 整相加算回路は、それに対応する第 1 整相加算回路セットから出力された複数の第 1 整相加算信号に対して第 2 整相加算処理を実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記アレイ振動子、及び、前記スイッチング部がプローブヘッド内に設けられたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 5 記載の装置において、

前記アレイ振動子、前記スイッチング部、前記少なくとも 1 つの第 1 整相加算回路セット、及び、前記送信部がプローブヘッド内に設けられたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の装置において、

前記円周方向の両端部で前記第 2 電子走査に続いて前記三次元空間を拡大するための追加のビーム偏向走査がなされることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 記載の装置において、

前記アレイ振動子の生体側に音響的な整合を図るための媒体が設けられたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の装置において、

前記円周方向に第 2 電子走査を実行する過程で、前記媒体と生体との境界面における超音波ビームの屈折に対処してビーム方向を補正するために、ビーム偏向制御が適用されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の装置において、

前記円周方向における前記ビーム偏向制御を伴う第 2 電子走査により各超音波ビームが

10

20

30

40

50

ビームクロス部位で交差することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記第 1 電子走査は電子セクタ走査であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

凹型円筒面状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子と、

前記アレイ振動子の上面側に設けられ、円筒中心軸方向に整列した複数の整合層と、

前記アレイ振動子に接続された送受信手段と、

を含み、

前記複数の振動素子は、前記円筒中心軸方向に整列した複数の振動素子列によって構成され、

前記各振動素子列は、円周方向に整列した複数の振動素子によって構成され、

前記送受信手段は、前記円筒中心軸方向に電子セクタ走査又は電子リニア走査としての第 1 電子走査を実行し、且つ、前記円周方向に電子リニア走査としての第 2 電子走査を実行し、

前記送受信手段は、

前記アレイ振動子上において凹型円筒面状の二次元開口を設定し当該二次元開口を前記円周方向に走査するスイッチング部と、

前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された送信部と、

前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された受信部と、

を含み、

前記円周方向における前記二次元開口の各設定位置において、前記円筒中心軸方向及び前記円周方向の両方向に超音波ビームのフォーカシングが行われつつ前記円筒中心軸方向に超音波ビームが走査されて走査面が構成され、

前記走査面が前記円周方向に走査されて、集束部位を有する三次元空間が形成され、

前記各整合層は前記各振動素子列ごとに設けられ、前記各整合層は前記円周方向に沿って連続する湾曲形態を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 記載の超音波診断装置において、

前記複数の整合層は前記円筒中心軸方向に相互に分割されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 3 記載の超音波診断装置において、

前記各整合層には、前記各振動素子列における複数の素子間溝に対応した配列で複数の切り込みが形成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置及びプローブに関し、特に 2 D アレイ振動子の構造及び 2 D ビームステアリング技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、医療の分野において、患者の疾病を診断するために用いられる。詳しくは、超音波診断装置は、生体に対して超音波を送波し、生体からの反射波を受波し、その受波によって得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する。

【0003】

超音波ビームを二次元走査し、これによって生体内において三次元エコーデータ取込空間（三次元空間）を形成するために、二次元（2 D）アレイ振動子が用いられる。2 D アレイ振動子は、一般に、二次元配列された複数の振動素子によって構成され、それらは一

10

20

30

40

50

般に平面状に配列される。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 には、凸型円筒面上に複数の振動素子を配列することによって構成された 2D アレイ振動子が記載されている。その 2D アレイ振動子に対しては、円筒中心軸方向に対して電子セクタ走査を適用し、円周方向に対して電子リニア走査を適用することが可能である（第 1 図、第 2 図）。特許文献 2 には、平面状に複数の振動素子を配列することによって構成された 2D アレイ振動子が記載されている。その 2D アレイ振動子に対して、第 1 方向に対して電子セクタ走査を適用し、第 2 方向に対して電子リニア走査を適用することが可能である（第 2 図）。特許文献 3 には、二段階で整相加算部を設けた構成が示されている。

10

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特許第 2 8 5 1 0 0 5 号

【特許文献 2】米国特許第 6 2 3 8 3 4 6 号

【特許文献 3】特開 2 0 0 0 - 3 3 0 8 7 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

2D アレイ振動子は一般に数千個（例えば 3 0 0 0 個）にも及ぶ振動素子によって構成される。よって、各振動素子に個別的に送信器及び受信器を接続すると、電子回路規模が増大してしまう。また、プローブケーブルに多数の信号線を挿通させなければならず、プローブケーブルが太くなり、その重量も増大して、プローブの操作性を悪化させる。上記各特許文献にはチャンネルリダクションあるいはそれに関連する技術が開示されているが、心臓等の超音波診断に好適なプローブあるいは超音波診断装置を提供するものではない。例えば、特許文献 1 の第 1 図に示される 2D アレイ振動子を用いる場合、プローブ近傍から広い範囲にわたって超音波ビームが移動するため（三次元空間の頂部が大きい）、肋間を通して超音波診断を行うことは困難である。

20

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、チャンネルリダクションを達成でき、しかも良好な三次元送受波空間を形成できる超音波診断装置及びそれに用いられるプローブを提供することにある。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の目的は、心臓に対する三次元超音波診断を行うのに好適な超音波診断装置及びそれに用いられるプローブを提供することにある。

30

【 0 0 0 9 】

本発明の他の目的は、プローブの広帯域化を図ることにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

(1) 本発明に係る超音波診断装置は、凹型円筒面状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子と、前記アレイ振動子に接続された送受信手段と、を含み、前記複数の振動素子は、円筒中心軸方向に整列した複数の振動素子列によって構成され、前記各振動素子列は、円周方向に整列した複数の振動素子によって構成され、前記送受信手段は、前記円筒中心軸方向に電子セクタ走査又は電子リニア走査としての第 1 電子走査を実行し、且つ、前記円周方向に電子リニア走査としての第 2 電子走査を実行し、前記送受信手段は、前記アレイ振動子上において凹型円筒面状の二次元開口を設定し当該二次元開口を前記円筒周方向に走査するスイッチング部と、前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された送信部と、前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された受信部と、を含み、前記円周方向における前記二次元開口の各設定位置において、前記円筒中心軸方向及び前記円周方向の両方向に同時に超音波ビームのフォーカシングが行われつつ前記円筒中心軸方向に超音波ビームが走査されて走査面が構成され、前記走査面が前記円周方向に走査されて、集束部位を有する三次元空間が形成される、ことを特徴とする。望ましくは、前記二次元開口の円周方向における開口サイズを可変設定する手段が

40

50

設けられる。

【 0 0 1 1 】

上記構成によれば、アレイ振動子は、凹型円筒面状の形態を有し、望ましくは直線的に並んだ複数の振動素子列によって構成され、各振動素子列は円弧状に並んだ複数の振動素子によって構成される。各振動素子は、単一の振動部材あるいは複数の振動部材を電氣的に結合したものとして構成され、その形状は例えば正方形あるいは長方形である。アレイ振動子の円周（円弧）方向の曲率は当該方向のいずれの位置でも一定であるのが望ましいが、当該方向へ連続的に変化してもよい。

【 0 0 1 2 】

アレイ振動子に対して、円筒中心軸方向に第 1 電子走査（電子セクタ走査又は電子リニア走査）を適用し、また、円周方向に第 2 電子走査（電子リニア走査）を適用すると、超音波ビームが二次元走査され、これによって三次元空間（三次元エコーデータ取込空間）が形成される。換言すれば、第 1 電子走査によって形成される二次元の走査面が第 2 電子走査によって揺動走査され、これによって三次元空間が形成される。その場合に、三次元空間は一般に円筒中心軸の付近でくびれることになり、肋骨などの構造体の隙間を介して超音波の送受波を良好に行える。電子リニア走査においては、円周方向の全部又は一部においてビーム偏向制御を組み合わせて適用してもよい。上記構成において、第 1 電子走査は電子セクタ走査であるのが望ましい。この場合、例えば、電子セクタ走査によって形成される走査面が円弧状に電子リニア走査される。2 つの方向について 2 つの電子走査が適用されるから、つまり二次元開口が設定されるから、超音波ビームの集束性をより向上できる。

【 0 0 1 3 】

第 2 電子走査においては送受信開口が円周方向に走査される。その場合に、送波開口と受波開口は一般に一致するが、例えば、送波開口を小さくし受波開口を大きく設定するようにしてもよい。例えば、円筒中心軸方向において、1 つの送波開口に対して複数の受波開口を設けることも可能である。これによれば複数の受信ビームの同時形成（同時受信）などを行える。また、共通の受波開口に対して複数の整相加算手段を並列接続することによって複数の受信ビームを同時形成することもできる。円筒中心軸方向に限られず、円周方向に複数の受信ビームを同時形成するようにしてもよい。送信フォーカス点及び受信フォーカス点の深さに応じて、円筒中心軸方向及び円周方向の開口サイズを可変してもよい。また、開口内において従来同様に各信号に対して重み付けを行うようにしてもよい。アレイ振動子を構成する複数の振動素子の中に 1 又は複数の無効振動素子が含まれていてもよい。

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記第 1 電子走査及び前記第 2 電子走査の実行により超音波ビームが二次元走査され、これによって、集束部位を有する三次元空間が形成される。望ましくは、前記集束部位は円筒中心軸を含む部位である。望ましくは、前記集束部位は、人体（生体）の肋骨間又はその付近に相当する位置に設定される。集束部位は、理想的には 1 本のライン（円筒中心軸と一致するライン又は並行なライン）に相当するが、実際には若干の広がりをもった部位となる。集束部位は別の見方をすればくびれ部である。アレイ振動子が凹型円筒面の形状を有するので、例えば肋骨を避けつつ特定の肋間を介してその奥側に三次元の大きな取込空間を形成できる。つまり、肋骨の後側へ超音波を十分に到達させることができ、またその後側からのエコーを感度よく受信できる。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記送受信手段は、前記アレイ振動子上において前記円周方向に開口を走査するためのスイッチング部と、前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された送信部と、前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された受信部と、を含む。

【 0 0 1 6 】

上記スイッチング部は開口選択部として機能するものであり、スイッチング部における

一方端子列には振動素子列に対応した複数のシグナルラインが接続され、他方端子列には振動素子列を構成する複数の振動素子が接続される。開口の設定によってチャンネルリダクションが図られる。

【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記スイッチング部は、前記複数の振動素子列に対応して設けられた複数のスイッチング回路で構成され、前記受信部は、少なくとも1つの第1整相加算回路セットと、前記第1整相加算回路セットごとに少なくとも1つ設けられた第2整相加算回路と、を有し、前記第1整相加算回路セットは、前記各振動素子列ごとに前記開口に属する複数の振動素子から出力される複数の受信信号に対して第1整相加算処理を実行する複数の第1整相加算回路で構成され、前記第2整相加算回路は、それに対応する第1整相加算回路セットから出力された複数の第1整相加算信号に対して第2整相加算処理を実行する。

10

【 0 0 1 8 】

上記構成によれば、少なくとも1つの第1整相加算回路セットを前段として、その後段に少なくとも1つの第2整相加算回路が設けられているので、前段において各振動素子列内におけるサブ整相加算処理を実行し、後段においてサブ整相加算後の信号に対してメイン整相加算処理を実行できる。それぞれの第1整相加算回路セットは、複数のスイッチング回路に対応して設けられた複数の第1整相加算回路で構成される。円周方向に複数の受信ビームを同時に形成する場合には複数の第1整相加算回路セットが並列配置される。各第1整相加算回路セットごとに少なくとも1つの第2整相加算回路が設けられる。円筒軸方向に複数の受信ビームを同時に形成する場合には1つの第1整相加算回路セットに対して複数の第2整相加算回路が配列配置される。

20

【 0 0 1 9 】

望ましくは、前記アレイ振動子、及び、前記スイッチング部がプローブヘッド内に設けられる。望ましくは、前記アレイ振動子、前記スイッチング部、前記少なくとも1つの第1整相加算回路セット、及び、前記送信部がプローブヘッド内に設けられる。これらの構成によればプローブヘッド内でチャンネルリダクションが行われ、プローブケーブルを構成する信号線の本数を削減できる。

【 0 0 2 0 】

望ましくは、前記円周方向の両端部で前記第2電子走査に続いて前記三次元空間を拡大するための追加のビーム偏向走査がなされる。この構成によれば、三次元空間の両端部を拡大することができる。よって必要に応じて上記のような追加の偏向走査を行わせればよい。

30

【 0 0 2 1 】

望ましくは、前記アレイ振動子の生体側に音響的な整合を図るための媒体が設けられる。望ましくは、前記円周方向に第2電子走査を実行する過程で、前記媒体と生体との間の境界面における超音波ビームの屈折に対処してビーム方向を補正するために、ビーム偏向制御が適用される。望ましくは、前記円周方向における前記ビーム偏向制御を伴う第2電子走査により各超音波ビームがビームクロス部位で交差する。

【 0 0 2 2 】

アレイ振動子と生体との間には媒体が設けられる。そのような媒体は整合層を兼ねるものであってもよいし、整合層に加えてその生体側に設けられる部材であってもよい。媒体の音速と生体の音速とが一致している場合には境界面において超音波ビームの屈折は生じないが、それらが異なる場合には超音波ビームが境界面で屈折し、その結果、三次元空間が歪んだり集束部位に各超音波ビームが通過しなくなったりする問題が生じる。そこで、円周方向における第2電子走査（電子リニア走査）の過程において各ビームアドレスごとにビーム偏向制御（微小角度偏向制御）を適用して各超音波ビームのビーム方位を補正し、各ビームを集束部位でクロスさせるのが望ましい。

40

【 0 0 2 3 】

(2) 本発明に係る超音波診断装置は、凹型円筒面状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子と、前記アレイ振動子の上面側に設けられ、円筒中心軸方向に整列した複

50

数の整合層と、前記アレイ振動子に接続された送受信手段と、を含み、前記複数の振動素子は、前記円筒中心軸方向に整列した複数の振動素子列によって構成され、前記各振動素子列は、円周方向に整列した複数の振動素子によって構成され、前記送受信手段は、前記円筒中心軸方向に電子セクタ走査又は電子リニア走査としての第1電子走査を実行し、且つ、前記円周方向に電子リニア走査としての第2電子走査を実行し、前記送受信手段は、前記アレイ振動子上において凹型円筒面状の二次元開口を設定し当該二次元開口を前記円周方向に走査するためのスイッチング部と、前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された送信部と、前記アレイ振動子に対して前記スイッチング部を介して接続された受信部と、を含み、前記円周方向における前記二次元開口の各設定位置において、前記円筒中心軸方向及び前記円周方向の両方向に超音波ビームのフォーカシングが行われつつ前記円筒中心軸方向に超音波ビームが走査されて走査面が構成され、前記走査面が前記円周方向に走査されて、集束部位を有する三次元空間が形成され、前記各整合層は前記各振動素子列ごとに設けられ、前記各整合層は前記円周方向に沿って連続する湾曲形態を有する、ことを特徴とする。

10

【0024】

2Dアレイ振動子においては各振動素子が微細に形成される。各振動素子ごとに独立した整合素子（整合層）を設ける場合、その整合素子も微細に形成されることになる。すると、通常、音響整合の機能が低下し、必要とする周波数帯域を確保することが困難となる。つまり、整合素子を微細化すると、その内部において波面が平面波的に伝搬しにくくなり、整合作用が低下する。特に、受信信号に含まれる高調波に基づいて画像を形成する場合に、周波数帯域を拡大することが要請される。

20

【0025】

上記構成によれば、各整合層が円弧状の振動素子列ごとに設けられ、それは円弧状に連続した一体化部材として構成される。よって、その整合作用の低下を防止して、周波数帯域を確保することが可能となる。

【0026】

一般に、複数の整合素子を相互に連結すると、その連結方向における指向角度が狭くなる。つまり、超音波ビームを大きく偏向形成した場合に十分な音圧及び感度を得られなくなる。上記構成においては、円周方向に第2電子走査として電子リニア走査が適用され、当該円周方向では（端部において偏向走査制御が行われたとしても）超音波ビームを大きく偏向する必要はないので、円周方向に連続した整合層を設けても、指向角特性の面で大きな問題は生じない。一方、円筒中心軸方向において電子セクタ走査が適用される場合、当該方向において各振動素子ごとに十分な指向角特性を確保する必要があるため、当該方向において、複数の整合層が相互に分離されるのが望ましい。なお、隣接する振動素子間及び隣接する整合層間に、振動作用及び整合作用にあまり悪影響を与えない音響インピーダンスをもった目詰め材料を充填するようにしてもよい。

30

【0027】

上記構成においては、円周方向に並んだ複数の振動素子が整合層に保持され、これによって、各振動素子を構造的に強化して、その倒れ込みを防止できる利点もある。つまり、耐久性を向上できる。

40

【0028】

望ましくは、前記複数の整合層は前記円筒中心軸方向に相互に分割される。望ましくは、前記各整合層には、前記各振動素子列における複数の素子間溝に対応した配列で複数の切り込みが形成される。切り込みは、整合層の厚み方向において、その全部を切断しない（途中まで切断する）深さで設定される。その深さの調整（つまり隣接する整合素子間の連結度合いの調整）によって、整合作用（超音波帯域の調整、指向角度）を調整することができる。各切り込みは、生体側から形成してもよいし、非生体側から形成するようにしてもよい。あるいは、両方から切り込みを入れて整合素子間において厚み方向の途中に連結部分が残存するようにしてもよい。各振動素子列ごとに、積層された複数の整合層を設けるようにしてもよい。

50

【 0 0 2 9 】

(3) 望ましくは、プローブヘッドとプローブケーブルとを含む超音波診断装置用プローブにおいて、前記プローブヘッドは、凹型円筒面状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子を有し、前記アレイ振動子は、電子セクタ走査又は電子リニア走査としての第2電子走査が適用される円筒中心軸方向に整列した複数の振動素子列によって構成され、前記各振動素子列は、電子リニア走査としての第2電子走査が適用される円周方向に整列した複数の振動素子によって構成される。振動素子列の個数及びそれを構成する振動素子の個数はそれぞれ2以上であって望ましくはそれぞれ数十以上の整数である。アレイ振動子は、矩形、六角形、八角形あるいは円形などの形状を有する。

【 0 0 3 0 】

望ましくは、前記プローブヘッドの送受波面を生体胸部表面上に当接させた状態で、前記電子リニア走査におけるビームクロス部位が生体内の肋間又はその近傍の深さに位置決めされる。

【 0 0 3 1 】

望ましくは、前記円筒中心軸方向の振動素子サイズよりも前記円周方向の振動素子サイズの方が大きい。第1電子走査が行われる円筒中心軸方向と、第2電子走査が行われる円周方向とで、分解能の差による問題(円周方向の分解能の方が悪くなることによる問題)が生じる可能性がある。その場合に上記構成を採用するのが望ましい。なお、ビームスキヤンのピッチについても両方向で揃っているのが望ましいが、必ずしも一致していなくてもよい。

【 0 0 3 2 】

望ましくは、前記プローブヘッド内には前記第2電子走査において開口を円周方向へ走査するためのスイッチング部が設けられる。望ましくは、前記プローブヘッド内には、前記各振動素子列ごとに前記開口内における複数の受信信号を加算する手段が設けられる。複数の受信信号の加算は単純加算でもよいが、より信号処理精度を向上するために遅延加算(整相加算)であるのが望ましい。

【 0 0 3 3 】

(4) 望ましくは、プローブヘッドとプローブケーブルとを含む超音波診断装置用プローブにおいて、前記プローブヘッドは、凹型円筒面状に配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子と、前記アレイ振動子の上面側に設けられ、円筒中心軸方向に整列した複数の整合層と、を有し、前記アレイ振動子は、電子セクタ走査又は電子リニア走査としての第1電子走査が適用される円筒中心軸方向に整列した複数の振動素子列によって構成され、前記各振動素子列は、電子リニア走査としての第2電子走査が適用される円周方向に整列した複数の振動素子によって構成され、前記各整合層は前記各振動素子列ごとに設けられ、前記各整合層は前記円周方向に沿って連続する湾曲形態を有する。。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 4 】

以上説明したように、本発明によれば、プローブ内でチャンネルリダクションを行える。本発明によれば、特に体表直下に構造体が存在していてもその構造体が有する隙間から良好な超音波診断を行える。あるいは、本発明によれば、心臓の三次元診断を良好に行える。本発明によれば、整合層の構造の工夫によって広帯域化を図れる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 5 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 3 6 】

図1には、本発明に係る超音波診断装置における送受信部が示されている。超音波診断装置は、プローブと装置本体12とによって構成される。プローブはプローブヘッド10、プローブケーブル14及び図示されていないプローブコネクタによって構成される。この超音波診断装置は生体に対して送受波を行って、これにより得られた受信信号に基づい

10

20

30

40

50

て超音波画像を形成する医療用装置である。本実施形態においては後に説明するように、三次元エコーデータ取込空間（三次元空間）が形成されており、そこから得られたボリュームデータに基づいて三次元画像が形成される。

【0037】

図1に示す構成においてはユーザーによって操作されるプローブヘッド10内に2Dアレイ振動子16及びスイッチ部24が設けられている。ただし、そのプローブヘッド10内に更に後述する第1モジュール34及び第2モジュール42を収納してもよい。すなわち第2モジュール42の後段にプローブケーブル14を設けるものである。

【0038】

2Dアレイ振動子16は、複数の振動素子20aによって構成されている。具体的には、この2Dアレイ振動子16は湾曲形状を有しており、複数の振動素子20aが凹型円筒面状に二次元的に配列されている。すなわち、凹型円筒面の曲率中心として円筒中心軸18を図示のように定義すると、その円筒中心軸18を中心軸として一定の曲率をもって湾曲した2Dアレイ振動子16が構成されている。

【0039】

ここで、X方向は円筒中心軸18に平行な方向であり、本実施形態においては電子セクタ走査が行われる方向である。電子セクタ走査に代えて電子リニア走査を適用することもできる。円弧状の方向は円周方向であり、それはコンケープ方式に従った電子リニア走査の方向である。2Dアレイ振動子16は、X方向に直線的に整列したm個の振動素子列20によって構成される。各振動素子列20は、方向に整列したn個の振動素子20aによって構成される。各振動素子20aは単一の振動体としてあるいは複数の振動体を電氣的に接続したものと構成される。図1に示す例では、各振動素子20aにおけるX方向のサイズよりも方向のサイズの方が大きくなっており、すなわち長方形の振動素子20aが構成されている。なお、2Dアレイ振動子16における方向の曲率は図1に示す例において一定であるが、その曲率を方向に沿って連続的に変化させるようにすることもできる。

【0040】

各振動素子20aは例えばPZTなどの材料あるいは複合材料によって構成される。各振動素子20aの前面側及び後面側には図示されていない電極層が形成されている。ちなみに、図1においては2Dアレイ振動子16の前方すなわちZ方向に設けられる整合部材や、2Dアレイ振動子16の後方に設けられるバッキングユニットなどについては図示を省略している。

【0041】

2Dアレイ振動子16の後側にはシグナルリードアレイ22が設けられている。シグナルリードアレイ22は複数の振動素子に対して個別に接続された複数の（すなわちm×n個の）シグナルリード22aによって構成されている。ここで、mは例えば64であり、nは例えば30である。このシグナルリードアレイ22はバッキングユニット内に内蔵されるのが望ましい。

【0042】

プローブヘッド10は図示されていないケーシングを有し、そのケーシング内には上記の2Dアレイ振動子16の他にスイッチ部24が設けられている。このスイッチ部24は複数の振動素子列20に対応する複数のスイッチ回路26によって構成される。各スイッチ回路26は開口選択手段として機能するものである。各スイッチ回路26は一方端子列及び他方端子列を有し、一方端子列にはk個のシグナルライン30aが接続されており、他方端子列にはn個のシグナルリード22aが接続されている。スイッチ回路26はk個のシグナルライン30aとn個のシグナルリード22aとを相互に接続するスイッチ列28を有しており、そのスイッチ列28はk個のスイッチ28aによって構成されている。すなわち、このスイッチ列28によって、方向に並んだn個の振動素子20aの中で互いに隣接して並んだk個の振動素子20aが選択され、それらの振動素子20aが送受信開口を構成する。ちなみに、本実施形態では、送信開口と受信開口とが同一のものとして

10

20

30

40

50

構成されているが、それらの開口を互いに異ならせるようにしてもよい。

【0043】

方向への電子リニア走査にあたっては、各振動素子列20ごとに上述したスイッチ列28が機能し、方向の一端から他方端まで開口が走査される。本実施形態では、各振動素子列20における開口の方向の位置は互いに同一とされており、図1においては開口の一例がハッチングとして示されている。すなわち、このような二次元的に広がる開口が方向に段階的に移動走査される。この場合におけるピッチは本実施形態において振動素子1個分であるが、もちろん複数の振動素子分のピッチを設定するようにしてもよい。したがって、各振動素子列20ごとに部分的な開口が設定される結果、チャンネルリダクションが達成されることになる。すなわち方向についても電子セクタ方式が適用される場合よりも信号線の本数を少なくすることができる。ちなみに上記のkは例えば10である。

10

【0044】

プローブケーブル14は図1においてハッチングで示されている開口を構成する複数の振動素子20aに対応する個数の同軸ケーブル32によって構成される。具体的にはm×k個の同軸ケーブル32によって構成されている。

【0045】

プローブケーブル14の装置本体12側には第1モジュール34が設けられている。この第1モジュール34は複数の同軸ケーブル32に対応して設けられた複数の回路基板36によって構成され、各回路基板36は送信器38及び受信用のプリアンプ40を有している。更にその第1モジュールの後段には第2モジュール42が設けられている。第2モジュール42は、複数の振動素子列20に対応して設けられた複数の回路基板ペアによって構成され、各回路基板ペアは送信用基板42Aと受信用基板42Bとによって構成される。

20

【0046】

送信用基板42Aは送信タイミング制御回路44を有し、その送信タイミング制御回路44によって、それに接続された複数の送信器38の送信動作が制御される。具体的には各送信器38において生成する送信信号のタイミングが制御されている。受信用基板42Bは、入力される複数の(すなわちk個の)受信信号に対応して設けられた複数の遅延器46と各遅延器46によって遅延処理された受信信号を加算する加算器48とを有している。すなわち複数の遅延器46及び加算器48によってサブ整相加算回路(第1整相加算回路)45が構成されている。このサブ整相加算回路45によって各振動素子列20ごとにチャンネルリダクションが図られている。このサブ整相加算回路45は電子リニア走査に対応したものである。ちなみに、送信タイミング制御部44は、電子リニア走査及び電子セクタ走査の両方に対応した回路である。図1には、X方向に配列されたm個の第1整相加算回路によって構成される第1整相加算回路セットが1つだけ示されているが、方向すなわち円周方向において複数の受信ビームを同時に形成するために、複数の第1整相加算回路セットを配列配置してもよい。その場合には、円周方向において複数の受信ビーム間で受信開口が共通となる。

30

【0047】

複数のサブ整相加算回路45の後段にはメイン整相加算回路50が設けられている。すなわち、このメイン整相加算回路50は電子セクタ走査に対応したものであり、入力されるm個のサブ整相加算信号を遅延処理するm個の遅延器と、そのm個の遅延器によって遅延処理されたm個の信号を加算する加算器と、を有している。これによって、そのメイン整相加算回路50から、電子リニア走査及び電子セクタ走査に対応した最終的な整相加算後の受信信号が得られることになる。その受信信号(エコーデータ)は必要な信号処理を経た後に画像形成回路へ出力され、その画像形成回路によって超音波画像(例えば三次元画像)が形成され、その超音波画像が図示されていない表示器に表示される。図1には、1つのメイン整相加算回路50だけが示されているが、複数のメイン整相加算回路50を並列配置して、X方向すなわち円筒軸方向において複数の受信ビームを同時に形成するよ

40

50

うにするのが望ましい。上記のように複数の第1整相加算回路セットを設ける場合、各第1整相加算回路セットごとに1又は複数の第2整相加算回路が設けられる。円筒軸方向において1つの受信ビームのみを形成する場合、メイン整相加算回路50の設置を省略して、メイン整相加算回路50で各第1整相加算信号に付与すべき遅延量を前段の各第1整相加算回路で付与することができる。いずれにしても、円周方向及び円筒軸方向の一方又は両方について、必要に応じて、複数の受信ビームを同時に形成できる。

【0048】

図1において符号51は送受信制御部を表している。この送受信制御部51は上述した複数の送信タイミング制御回路44、複数のサブ整相加算回路45及びメイン整相加算回路50のそれぞれの動作を制御している。特に、2Dアレイ振動子16において、X方向に電子セクタ方式によって超音波ビームのステアリング及びフォーカシングが実現され、かつ、Y方向に電子リニア走査によって超音波ビームのステアリング及びフォーカスが実現されるように、送受信制御部51が制御を行っている。ちなみに、この送受信制御部51に対してはホストコントローラから必要な情報が渡されている。各整相加算回路はアナログ方式あるいはデジタル方式によって構成することが可能である。プローブヘッド10内に複数のサブ整相加算回路を設ける場合にはそれをアナログ方式とするのが回路規模の面から有利である。その一方において、複数のサブ整相加算回路45を装置本体12内に設置する場合には信号処理精度の観点からそれらをデジタル方式とするのが望ましい。メイン整相加算回路50は一般にデジタル方式の回路が採用される。

【0049】

図2には、図1に示したプローブヘッド10内の構造が斜視図として示されている。ただし、図2においては図1に示されたスイッチ部24などについては図示省略されている。

【0050】

上述したように、2Dアレイ振動子16はコンケーブ型を有しており、すなわちY方向に湾曲した凹型円筒面状の形態を有している。2Dアレイ振動子16は上述したように複数の振動素子を有しているが、それらは複数のX溝52及び複数のY溝54によって互いに分離されている。それらの溝52、54内に目詰め材などを充填してもよい。その場合においては音響的なクロストークを生じないような部材を充填するのが望ましい。

【0051】

2Dアレイ振動子16の後側にはバッキングユニット56が設けられている。バッキングユニット56の上面は2Dアレイ振動子16の形状にあわせて凹型円筒面の形状を有している。バッキングユニット56は複数のバッキングプレート58と複数の基板60とを互い違いに積層した構造を有している。バッキングプレート58はバッキング作用を発揮する材料によって構成されている。基板60は例えばフレキシブル回路基板などとして構成され、その基板60は、基板本体62上にパターンニングされた複数のシグナルリード22aを有している。各シグナルリード22aはそれに対応する振動素子に対して電気的に接続される。バッキングユニット56においてはシグナルリードアレイ22がそれを貫通しており、各振動素子からのシグナルラインがその背面側に引き出されている。ちなみに、図2においては2Dアレイ振動子16の上面側に設けられるグランド層などについては図示省略されている。2Dアレイ振動子16を構成する各振動素子の前面側すなわち上面側にはそれぞれ整合素子64が設けられている。この整合素子64は音響インピーダンスマッチングを図るための部材である。複数の整合素子64の前面側には媒体としての保護部材66が設けられている。この保護部材66は2Dアレイ振動子16の全体を覆う形状を有しており、その前面側の面(生体接触面)は平坦である。ただし、その保護部材66の前面を緩やかな凸面にしたり、あるいは保護部材66に音響レンズの機能を発揮させるようにしてもよい。図示されるように保護部材66の後面すなわち下面は凸形を有しており、2Dアレイ振動子16における窪んだ部分には保護部材66が入り込んでいる。したがって、このような構成によりプローブヘッド10を生体表面に当接した場合においても、生体と2Dアレイ振動子16間における音響的なマッチングを良好にすることができる

【 0 0 5 2 】

図 3 には、上述した 2 D アレイ振動子 1 6 の動作が概念的に示されている。例えば図 3 に示されるような開口 7 6 が設定された場合、その開口 7 6 を用いて電子セクタ走査が適用され、すなわち超音波ビームが 方向に走査される。すなわち当該 方向に複数の超音波ビーム $8 0 - 1 \sim 8 0 - k$ が形成され、これによって走査面 S が構成される。開口 7 6 を円周方向すなわち 方向に 1 ステップずつずらしながら走査面 S を形成することにより、三次元空間が構成される。ちなみに、開口 7 8 が設定された場合における走査面 S を構成する超音波ビームが符号 $8 2 - 1 \sim 8 2 - k$ で表されている。ちなみに、各超音波ビームを形成する場合においては、電子セクタ走査方向については電子セクタ走査方式にしたがって超音波ビームのフォーカシングが行われ、同時に超音波ビームのステアリングが行われる。その一方、円周方向すなわち 方向においては電子リニア方式にしたがって超音波ビームのフォーカシングが行われる。すなわち、両方向について超音波ビームのフォーカシングが行われ、これによって良好なビームプロファイルを得ることができる。ちなみに円周方向においては偏向制御によるビームステアリングは行われていないが、後に図 6 を用いて説明するように円周方向の両端部において微小角度セクタ走査すなわちビーム偏向走査を行うことにより当該端部において三次元空間を拡大するようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

図 3 に示されているように、本実施形態においては 2 D アレイ振動子 1 6 がコンケーブ形状を有しているため、例えば 2 つの肋骨 7 0 , 7 2 が存在している場合においてもその肋間に対して 2 D 振動子 1 6 を適切に位置決めすれば、その肋間を介して走査面 S を十分に揺動運動させることができ、その場合においても肋骨 7 0 , 7 2 があまり障害とはならない。換言すれば、肋間を通してその奥側に大きな三次元空間を形成できるという利点がある。

【 0 0 5 4 】

これを図 4 を用いて更に説明する。本実施形態においては 2 D アレイ振動子 1 6 についての円弧形状の曲率中心 P が、通常想定される肋間の深さ、すなわちプローブヘッドを胸部表面に当接した場合における通常の肋間の深さに設定されており、その曲率中心が図 1 に示した円筒中心軸 1 8 に相当する。したがって、各超音波ビームはその曲率中心 P を通過してそれを中心として回転運動あるいは揺動運動することになる。図 5 において説明するように、その部分が集束部位（交差部位）となりあるいはくびれ部位となるので、上述したように 2 つの肋骨 7 0 , 7 2 の影響を最低限に抑えることが可能となる。すなわち 2 D アレイ振動子 1 6 を上記のような形態とすることにより肋骨による影響をあまり受けずに肋骨内側の臓器すなわち心臓について十分カバーできる三次元空間を形成することが可能となる。

【 0 0 5 5 】

ちなみに、図 4 においては、超音波ビームの太さが模式的に示されており、ここで開口 7 6 に対応する超音波ビーム $8 0 - i$ についての中心軸が L 1 で示され、その中心軸上のフォーカス点が F 1 で示されている。これと同様に、開口 7 8 に対応する超音波 $8 2 - i$ についての中心軸が L 2 で表され、そのフォーカス点が F 2 で表されている。もちろん各フォーカス点は必要に応じてビーム軸上に沿って可変されるものであり、ここで受信フォーカス点は一般に受信ダイナミックフォーカス方式が適用され、超音波ビーム軸上を連続的にスキャンされる。なお円周方向における開口サイズを状況に応じて可変設定できるようにしてもよい。例えば肋間のサイズが大きいような場合にはより開口を大きくして音響パワーや受信感度を高めるようにしてもよい。あるいは肋間のサイズが小さいような場合には開口を制限して小さくし、これによって肋骨 7 0 , 7 2 による影響すなわち画像上発生するシャドウなどの問題を軽減するようにしてもよい。

【 0 0 5 6 】

図 5 には、上述した 2 D アレイ振動子 1 6 によって形成される三次元空間 1 0 0 が概念図として示されている。なお、走査面 S の頂点が 2 D アレイ振動子 1 6 における電子セク

10

20

30

40

50

タ走査方向の中央位置に一致して描かれている。実際には、当該電子セクタ走査方向における全域が開口として利用され、その開口によって超音波が送受波される。ちなみに、走査面Sの頂点の移動軌跡が符号106によって表されている。三次元空間100は、本実施形態において走査面Sの揺動軸に相当する円筒中心軸18を介して2つの部分102及び104によって構成されている。ここで部分102が主としてエコーデータ取込空間を形成する空間である。もちろん部分104についても三次元画像の一部に含めるようにしてもよい。図示されるように円筒中心軸18の付近が集束部位となっており、換言すればその部位はくびれ部位90である。図4などにおいて説明したように、そのようなくびれ部位が存在し、それを肋骨の間に設定することにより、肋骨による影響をあまり受けずに生体内の広い領域にわたってエコーデータを取り込むことが可能となる。

10

【0057】

図6には他の実施形態が示されている。基本的な構成は図1及び図2に示したものと同様であるが、この図6に示す実施形態においては方向の両端部において電子リニア走査に加えて超音波ビームの偏向走査(電子セクタ走査に相当)が追加的に加えられている。すなわち#1で示されるように、まず走査面が偏向走査され、引き続いて#2で示されるように電子リニア走査方式にしたがって開口が走査され、その後#3で示されるように再び走査面の偏向走査が行われる。走査方式の切り替わり位置が各走査面S1~S4で示されており、最初の偏向走査において1の領域が追加的に形成され、その後2で示される領域が上記の実施形態同様に形成された後、3で示される領域が更に追加的に形成されることになる。すると、図5に示した三次元空間に加えて図6においてハッチングで示される部分に相当する空間がデータ取込領域の一部として付加されることになる。

20

【0058】

よって、より大きな三次元エコーデータ取込空間を形成することが可能となるので、例えば肋骨の間が広いような場合に図6に示される実施形態を適用するのが望ましい。ちなみに、図6に示す実施形態では方向の両端において走査面の偏向走査を行ったが、その一方側についてのみ偏向走査を行うようにしてもよい。また肋骨が3本存在しているような場合においては方向の適当な部位において断続的に偏向走査を組み合わせる適用するようにしてもよい。すなわち電子リニア走査と部分的な電子セクタ走査とを複合したコンパウンド走査を行ってもよい。X方向については上記実施形態と同様に電子セクタ走査が適用される。

30

【0059】

図7に示す別の構成において、アレイ振動子16の生体204側には媒体200が設けられている。媒体200は整合層の生体側に設けられあるいは整合層として設けられる。媒体200の上面は凸型円筒面を有し、その上面はアレイ振動子の形状に合致している。媒体200の下部はビーム走査範囲に対応して下方にかけて狭まっており、その下面(生体表面202への接触面)は平坦である。もちろん、その下面が下方へ緩やかに膨らんでもよい。媒体200の音速と生体204の音速とが一致しているのが望ましく、その場合、境界面206において超音波ビームは屈折しない。その場合の直線状のビーム中心軸(走査面の中心線に相当)がLAで表されている。一方、媒体中の音速と生体中の音速が異なる場合、図7のLBで示すように、境界面206で屈折を生じて、ビームクロス部位Pからビーム中心軸が外れてしまう。これは三次元空間における集束部位についての上下方向及び左右方向の広がりをもたらす、結果として、肋間を介して効率的に超音波を送受波できなくなる。

40

【0060】

そこで、円周方向における電子リニア走査に伴って各ビームアドレスごとにビーム方位の補正つまりビーム偏向制御を行うのが望ましい。偏向制御された超音波ビームのビーム中心軸が図7においてLCで表されている。そのビーム中心軸LCはビームクロス部位Pを通過している。各ビームアドレスで形成される超音波ビームについて、その中心軸がビームクロス部位を通過するようにビーム偏向制御を行えば、集束部位の広がりを防止して良好な送受波環境を構築できる。上記のようなビーム偏向制御が組み合わされた電子リニ

50

ア走査を行う場合には、各超音波ビームごとに各送受信開口の大きさ及び位置が適応的に設定される。また、各エコーデータを三次元記憶空間へマッピングする際にビーム屈折及びビーム偏向などが考慮される。

【 0 0 6 1 】

図 8 には、更に他の実施形態が示されている。図 8 において、図 2 に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 6 2 】

この実施形態においては、2Dアレイ振動子 16 の前面側に複数の整合層 300 が設けられている。具体的には、複数の整合層 300 は、円筒中心軸方向である X 方向に整列しており、各整合層 300 は、円周方向である Y 方向に沿って連続する湾曲した形態を有し、各整合層 300 は、Y 方向に整列した複数の振動素子からなる振動素子列 20 ごとに設けられている。図 2 に示した実施形態では、各振動素子ごとに個別的に整合素子が設けられていたが、この図 8 に示す実施形態では、各整合層 300 は、Y 方向に複数の整合素子が連結したものとして構成されている。つまり、各整合層 300 は Y 方向に伸長する一体化部材である。但し、X 方向において、複数の整合層 300 は溝 54 によって相互に分離されている。

【 0 0 6 3 】

上記構成によれば、個々の整合素子を微細化した場合に生じる周波数帯域の悪化の問題を解消あるいは軽減することができる。これにより、例えば受信信号中の高調波成分を画像化するような場合、その画質を高めることが可能となる。複数の整合素子を Y 方向に相互に連結すると、Y 方向において指向角特性が低下することになるが（大きなビーム偏向角度の場合に音圧及び感度が低下することになるが）、Y 方向においては基本的に電子リニア走査が適用され、超音波ビームを大きく偏向させることはないので、指向角特性が低下しても現実的な問題は生じない。一方、X 方向においては、複数の整合層 300 が相互に分離されているため、当該 X 方向における指向角特性は維持できる。X 方位において電子セクタ走査が適用されて、超音波ビームが大きく偏向されたような場合でも、十分な送信音圧を得られ、また、十分な受信感度を得られる。

【 0 0 6 4 】

図 9 ~ 図 12 には変形例が示されている。図 9 に示されるように、各振動素子列ごとに積層された複数の整合層 302, 304 を設けるようにしてもよい。図 10 に示される整合層 306 においては、所定間隔で複数の切り込み 308 が形成されている。各切り込みは、振動素子間に対応する位置に形成されている。切り込みは、上面側から又は下面側から形成することができる。あるいは、両側から切り込みを形成して、厚み方向の途中に整合素子間を連絡する連結部を残留させるようにしてもよい。切り込み態様及び切り込み量の調整によって、周波数帯域特性及び指向角特性を適宜調整することができる。整合層をその厚み方向に完全に切断しなければ、それを完全に切断した場合に比べて、周波数帯域特性を改善できる。図 11 に示す構成例では、振動素子間の溝 52 に目詰め材料 310 が充填されている。この目詰め材料 310 は、振動素子における超音波振動に悪影響を与えず、また音響的なクロストークが生じない音響インピーダンスを有する材料によって構成される。図 10 に示した切り込み 308 に対して、同様の目詰め材料を充填するようにしてもよい。また、図 12 に示すように、複数の整合層 302, 304 を積層して設ける場合には、振動素子に近い整合層 304 に溝 312 を形成することにより、指向角特性を向上することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 5 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置における送受信部の構成を示す図である。

【 図 2 】 プローブヘッドの構成を示す斜視図である。

【 図 3 】 本実施形態の 2Dアレイ振動子の動作を説明するための図である。

【 図 4 】 電子リニア走査を説明するための図である。

【 図 5 】 本実施形態に係る 2Dアレイ振動子によって形成される三次元空間を示す図であ

10

20

30

40

50

る。

【図6】他の実施形態に係る走査方式を説明するための図である。

【図7】ビームの屈折とその対処を説明するための図である。

【図8】他の実施形態に係るプローブヘッドの構成を示す斜視図である。

【図9】積層化された整合層を示す図である。

【図10】複数の切り込みを有する整合層を示す図である。

【図11】振動素子間に目詰め材料が充填された状態を示す図である。

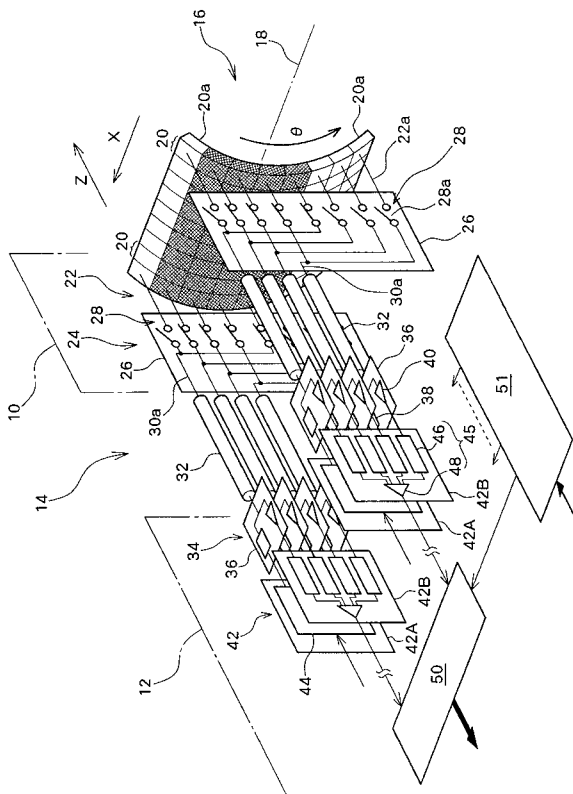
【図12】積層化された整合層の他の例を示す図である。

【符号の説明】

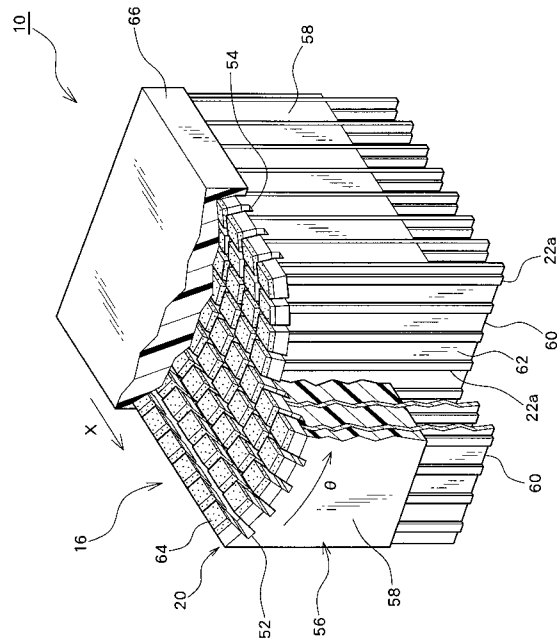
【0066】

10 プローブヘッド、12 装置本体、14 プロブケーブル、16 2Dアレイ振動子、20 振動素子列、20a 振動素子、24 スイッチ部、26 スイッチ回路、28 スイッチ列、32 同軸ケーブル、34 第1モジュール、36 回路基板、38 送信器、40 プリアンプ、42 第2モジュール、44 送信タイミング制御回路、45 サブ整相加算回路、50 メイン整相加算回路、51 送受信制御部。

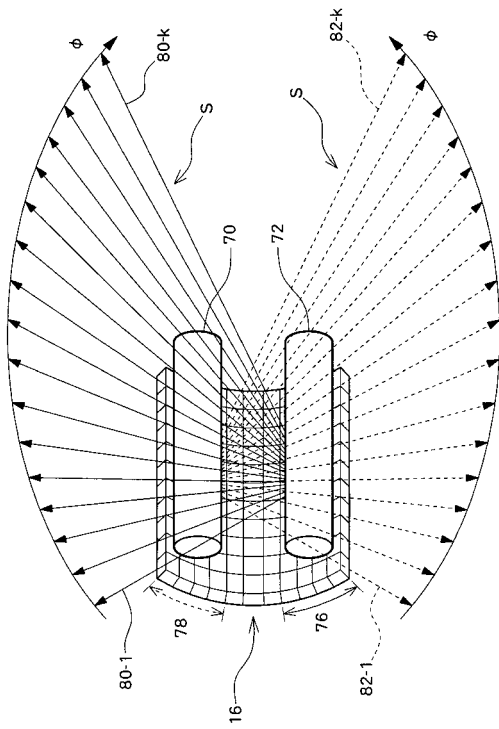
【図1】



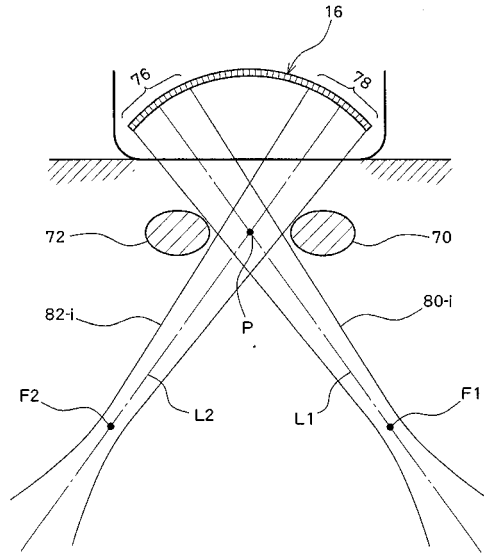
【図2】



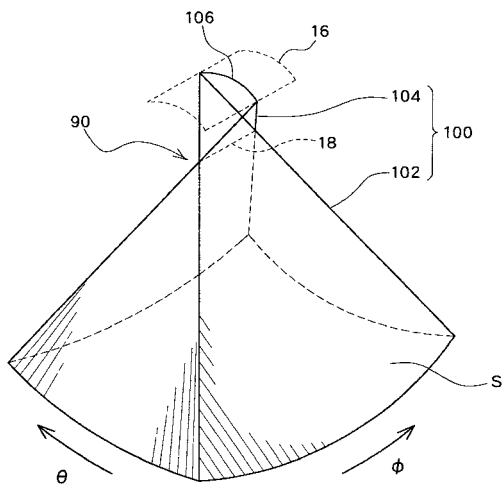
【図3】



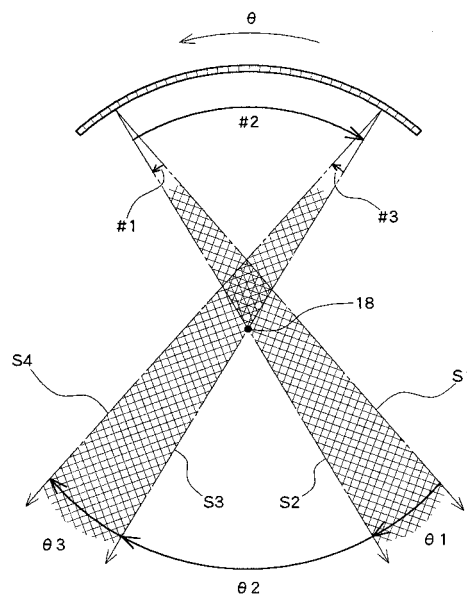
【図4】



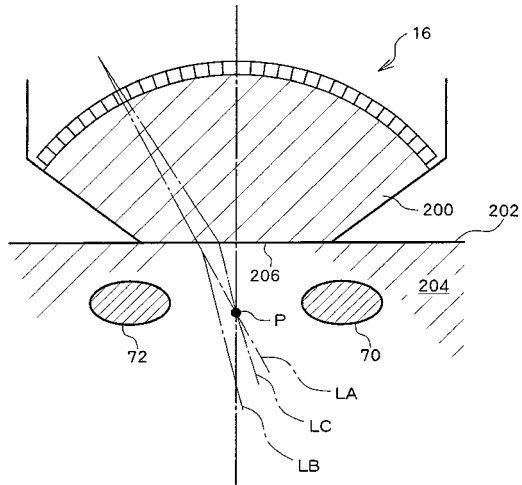
【図5】



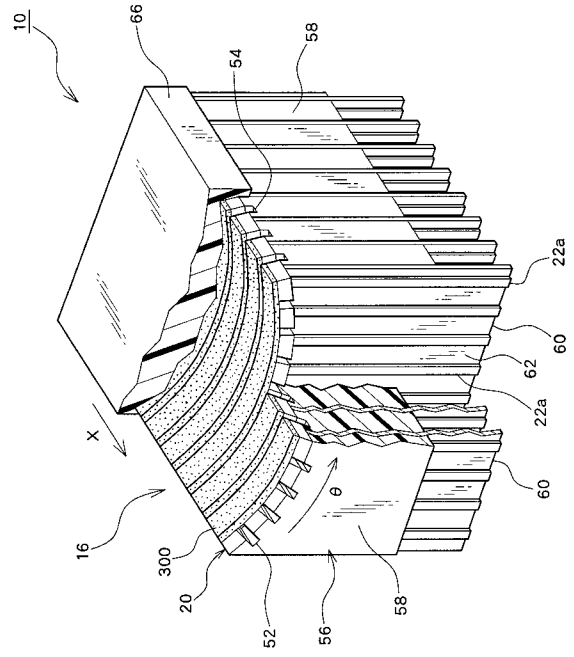
【図6】



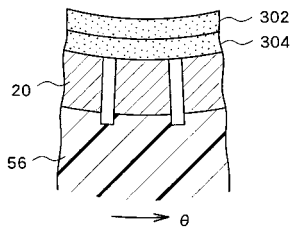
【図7】



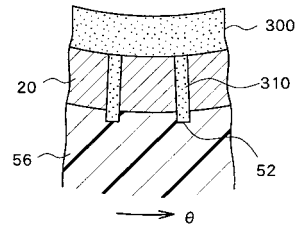
【図8】



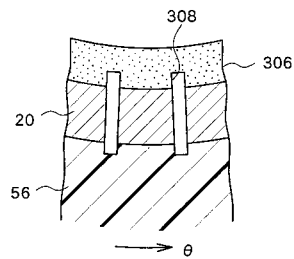
【図9】



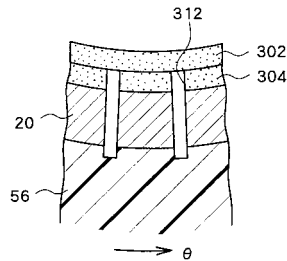
【図11】



【図10】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 藤井 隆司
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開平05-146444(JP,A)
特開昭63-013500(JP,A)
特表2003-517328(JP,A)
特開昭58-117452(JP,A)
特開昭57-26986(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15
WPI

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4787569B2	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	JP2005235152	申请日	2005-08-15
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	佐藤正平 岩下貴之 藤井隆司		
发明人	佐藤 正平 岩下 貴之 藤井 隆司		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.D H04R17/00.330.L H04R17/00.332.B H04R17/00.332.Y		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/BB25 4C601/BB27 4C601/EE05 4C601/EE13 4C601/GA03 4C601/GB09 4C601/GB10 4C601/GB21 4C601/GB24 4C601/HH23 4C601/HH28 4C601/HH29 4C601/HH31 5D019/AA09 5D019/BB10 5D019/BB17 5D019/BB20 5D019/FF04		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	2004283463 2004-09-29 JP		
其他公开文献	JP2006122657A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：能够在超声波诊断装置中从生物体内的结构的间隙良好地进行超声波发送和接收。 解决方案：2D阵列换能器16具有凹圆柱表面形状。 X方向是电子扇区扫描方向，并且多个换能器元件阵列20在该方向上对齐。 每个换能器阵列20由沿 θ 方向排列的多个换能器元件20a组成。 开关单元24选择 θ 方向上的开口。 通过2D阵列换能器16形成具有收缩部分的三维空间，并且通过将收缩部分定位在肋之间，可以令人满意地执行心脏的超声诊断。 可以为每个振动元件排20提供作为具有弯曲形状的集成构件的匹配层。 点域1

【图2】

