

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4488288号  
(P4488288)

(45) 発行日 平成22年6月23日(2010.6.23)

(24) 登録日 平成22年4月9日(2010.4.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-412610 (P2003-412610)  
 (22) 出願日 平成15年12月10日(2003.12.10)  
 (65) 公開番号 特開2005-168768 (P2005-168768A)  
 (43) 公開日 平成17年6月30日(2005.6.30)  
 審査請求日 平成18年12月6日(2006.12.6)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 下田 直水  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも、可撓性を有する挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、超音波信号の送受信を行う超音波振動子が2次元的に配置された超音波振動子アレイ、及び前記挿入部の先端部に設けられ、前記超音波振動子アレイにおける駆動する超音波振動子を切り替える駆動切替手段を有する超音波プローブと、

前記超音波振動子アレイの少なくとも1部をラジアル走査を含む2次元走査する領域を設定する走査領域設定手段と、

前記走査領域設定手段により設定された領域内の超音波振動子アレイにより受信された超音波信号から超音波画像を構築する画像構築手段と、

を具備し、

前記超音波振動子アレイをなす個々の超音波振動子は、前記挿入部の長手方向に複数個配置されると共に、前記先端部の周方向に複数個配置されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

少なくとも、可撓性を有する挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、超音波信号の送受信を行う超音波振動子が2次元的に配置された超音波振動子アレイ、及び前記挿入部の先端部に設けられ、前記超音波振動子アレイにおける駆動する超音波振動子を切り替える駆動切替手段を有する超音波プローブと、

前記超音波振動子アレイの少なくとも1部をリニア走査あるいはラジアル走査すると共

10

20

に、残余の部分を２次元走査する領域を設定する走査領域設定手段と、

前記走査領域設定手段により設定された領域内の前記超音波振動子アレイにより受信された超音波信号から超音波画像を構築する画像構築手段と、

を具備し、

前記超音波振動子アレイをなす個々の超音波振動子は、前記挿入部の長手方向に複数個配置されると共に、前記先端部の周方向に複数個配置されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項３】

少なくとも、可撓性を有する挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、超音波信号の送受信を行う超音波振動子が２次的に配置された超音波振動子アレイ、及び前記挿入部の先端部に設けられ、前記超音波振動子アレイにおける駆動する超音波振動子を切り替える駆動切替手段を有する超音波プローブと、

前記超音波振動子アレイの少なくとも１部をリニア走査すると共に、残余の部分をラジアル走査する領域を設定する走査領域設定手段と、

前記走査領域設定手段により設定された領域内の前記超音波振動子アレイにより受信された超音波信号から超音波画像を構築する画像構築手段と、

を具備したことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項４】

前記超音波振動子アレイをなす個々の超音波振動子は、前記挿入部の長手方向に複数個配置されると共に、前記先端部の周方向に複数個配置されることを特徴とする請求項３に記載の超音波画像診断装置。

【請求項５】

前記挿入部の長手方向に複数個配置される超音波振動子は、コンベックス状に配置されることを特徴とする請求項１，２または４に記載の超音波画像診断装置。

【請求項６】

前記超音波プローブは、前記挿入部の先端部に、処置具用チャンネルに連通する先端開口を少なくとも１つ有し、前記先端開口から突出される処置具は、前記超音波振動子アレイの走査領域内に設定され、超音波画像として表示可能にしたことを特徴とする請求項１ないし５のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項７】

前記駆動切替手段は、少なくともマルチプレクサを有することを特徴とする請求項１ないし請求項６のいずれかに記載の超音波画像診断装置。

【請求項８】

前記周方向に配置される超音波振動子は、前記挿入部の長手方向における一部において、残余の部分と比べて多く配置されていることを特徴とする請求項３に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、２次的に配置された超音波振動子アレイを駆動して、診断用の超音波画像を得る超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、生体内に挿入される超音波内視鏡によって、その光学像から体内の病変部を発見して、また超音波の照射における反射波から病変部の超音波断層像を診断する方法が広く普及している。また、術者は、穿刺針を用いて光学像・超音波断層像ガイド下で視認しながら穿刺して細胞を吸引して、吸引細胞により確定診断を行う方法も実施されている。

また、超音波内視鏡の観察下で病変部の治療を行う方法も採用されている。更に、光学像・超音波診断像を用いて治療後の経過観察を行う方法も実施されている。

このような超音波内視鏡を用いた診断においては、超音波内視鏡の挿入方向に垂直面に

10

20

30

40

50

超音波走査を行うラジアル走査式と、超音波内視鏡の挿入方向に沿って超音波を走査するリニア走査またはコンベックス走査の２つの走査方式がある。

【０００３】

前者は、超音波内視鏡の挿入位置の管腔から、周囲の臓器を円周状に観察できる（輪切り観察）ために、臓器の位置関係の理解や病変部の発見に有効である。これに対して後者のリニア走査方式は、超音波内視鏡の処置具挿通チャンネルの先端開口から出される穿刺針と同方向に走査できるために、穿刺ルート確定に主に利用される。

第１の従来例として特開２０００－１３９９２６号公報には、複数の超音波振動子を２次元的に配置した超音波振動子アレイを配置しているものを開示している。

この第１の従来例では、複数の超音波振動子を２次元的に配置したものであるが、基本的には挿入部の軸方向に配列された超音波振動子を順次走査して２次元断層像を得るものである。

10

【０００４】

そして、偏向切替スイッチを操作することにより、挿入部と直交する方向に配列された複数の超音波振動子に対して遅延素子を介して駆動することにより、超音波ビームの出射方向を偏向できるようにして、先端開口から突出される穿刺針が湾曲した場合にも視認できるようにしたものである。

また、第２の従来例としての特開平８－１７３４３２号公報には、上記第１の従来例に類似した超音波断層像を得られるようにしたものが開示されている。

この第２の従来例には、超音波プローブの挿入部の先端部に、挿入部の軸方向に沿って３列の振動子アレイを、その超音波の放射面の方向が異なるように配置している。そして、各列に沿った超音波アレイを順次駆動することにより、挿入部の軸方向を含む断層像となるが、断層像の方向が異なる３つの断層像が得られるようにしている。

20

【特許文献１】特開２０００－１３９９２６号公報

【特許文献２】特開平８－１７３４３２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

上記第１の従来例では、偏向切替スイッチの走査により、超音波ビームの出射方向を偏向させるものであり、また挿入部の軸方向に走査することを前提にしており、挿入部の軸と直交する方向の断層像を得るのに時間がかかってしまう。

30

また、穿刺ルート確認のためには、周囲の臓器との関係を３次元的に表示することが望まれるが、上記第１の従来例ではそれができない。

また、上述した従来例よりもさらに配列される超音波振動子の数を増大した超音波振動子アレイを形成したような場合には、所望とする断層像を得るのに時間がかかってしまう欠点がある。

【０００６】

また、第２の従来例においても、挿入部の軸方向に配列された超音波振動子を駆動するため、挿入部の軸方向と直交する方向の断層像を得るのに時間がかかってしまう。

また、従来の超音波プローブでは、第２の従来例においても記載されているように、超音波振動子アレイを駆動走査する駆動パルス（送信パルス）を超音波プローブが装着される超音波観測装置に設けている場合が一般的であるが、その場合には超音波振動子アレイと接続しなければならない信号線の本数が増大し、挿入部が太くなってしまう欠点があった。

40

【０００７】

（発明の目的）

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、挿入部を細径化できると共に、所望とする走査領域に対応する２次元或いは３次元超音波画像を得るのに適した超音波画像診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 8 】

本発明の第 1 の超音波画像診断装置は、少なくとも、可撓性を有する挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、超音波信号の送受信を行う超音波振動子が 2 次元的に配置された超音波振動子アレイ、及び前記挿入部の先端部に設けられ、前記超音波振動子アレイにおける駆動する超音波振動子を切り替える駆動切替手段を有する超音波プローブと、前記超音波振動子アレイの少なくとも 1 部をラジアル走査を含む 2 次元走査する領域を設定する走査領域設定手段と、前記走査領域設定手段により設定された領域内の超音波振動子アレイにより受信された超音波信号から超音波画像を構築する画像構築手段と、を具備し、前記超音波振動子アレイをなす個々の超音波振動子は、前記挿入部の長手方向に複数個配置されると共に、前記先端部の周方向に複数個配置されることを特徴とする。

10

本発明の第 2 の超音波画像診断装置は、少なくとも、可撓性を有する挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、超音波信号の送受信を行う超音波振動子が 2 次元的に配置された超音波振動子アレイ、及び前記挿入部の先端部に設けられ、前記超音波振動子アレイにおける駆動する超音波振動子を切り替える駆動切替手段を有する超音波プローブと、前記超音波振動子アレイの少なくとも 1 部をリニア走査あるいはラジアル走査すると共に、残余の部分 2 次元走査する領域を設定する走査領域設定手段と、前記走査領域設定手段により設定された領域内の前記超音波振動子アレイにより受信された超音波信号から超音波画像を構築する画像構築手段と、を具備し、前記超音波振動子アレイをなす個々の超音波振動子は、前記挿入部の長手方向に複数個配置されると共に、前記先端部の周方向に複数個配置されることを特徴とする。

20

本発明の第 3 の超音波画像診断装置は、少なくとも、可撓性を有する挿入部、前記挿入部の先端部に設けられ、超音波信号の送受信を行う超音波振動子が 2 次元的に配置された超音波振動子アレイ、及び前記挿入部の先端部に設けられ、前記超音波振動子アレイにおける駆動する超音波振動子を切り替える駆動切替手段を有する超音波プローブと、前記超音波振動子アレイの少なくとも 1 部をリニア走査すると共に、残余の部分 2 次元走査する領域を設定する走査領域設定手段と、前記走査領域設定手段により設定された領域内の前記超音波振動子アレイにより受信された超音波信号から超音波画像を構築する画像構築手段と、を具備したことを特徴とする。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 0 9 】

本発明によれば、挿入部を細径化できると共に、前記走査領域設定手段により設定された領域の超音波振動子アレイによる走査により、対応する 2 次元或いは 3 次元画像を得ることができる。

30

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

## 【 実施例 1 】

## 【 0 0 1 1 】

図 1 ないし図 8 は、本発明の実施例 1 に係り、図 1 は、本発明の実施例 1 の超音波画像診断装置の構成を示し、図 2 は、挿入部の先端部に配置される超音波振動子アレイ（振動子アレイと略記）及び振動子エレメントの構成を示し、図 3 は、超音波内視鏡及び超音波観測装置における電気系の概略の構成を示し、図 4 は、振動子アレイの駆動走査及び信号処理系の構成を示し、図 5 は、振動子アレイにおける直交する 2 方向に駆動走査する場合の詳細を示し、図 6 は、振動子アレイを 2 次元的に配置した先端部及び各種の走査モードを示し、図 7 は、超音波内視鏡の先端部に設けた振動子アレイの他の実装例を示し、図 8 は、振動子アレイの一部の領域の走査により得られる 3 次元超音波画像等を示す。

40

本実施例は、挿入部を細径化できると共に、所望とする走査領域に対応する超音波画像を得るのに適した超音波画像診断装置を提供すると共に、1 本の超音波内視鏡にて、超音波内視鏡のガイド下での穿刺ルートの確認を 3 次元表示や、その後の 3 次元表示により穿刺を補助することで、1 回の超音波内視鏡検査で穿刺の処置等ができる超音波画像診断装

50

置を提供することを目的とする。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示すように超音波画像診断装置 1 は、体腔内に挿入される超音波内視鏡 2 と、この超音波内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 と、超音波内視鏡 2 に内蔵された撮像素子に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 4 と、超音波内視鏡 2 に設けられた振動子アレイ 2 8 に対する駆動及び信号処理を行う超音波観測装置 5 と、ビデオプロセッサ 4 及び超音波観測装置 5 による映像信号を混合したり切替が可能なミキサ 6 と、このミキサ 6 を介して撮像素子で撮像した内視鏡画像と超音波画像を同時に或いは一方を表示するモニター 7 とを有する。

【 0 0 1 3 】

超音波内視鏡 2 は、可撓性を有する細長の挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられた操作部 1 2 と、この操作部 1 2 から延出されたユニバーサルケーブル 1 3 及び超音波ケーブル 1 4 とを有する。

超音波内視鏡 2 のユニバーサルケーブル 1 3 及び超音波ケーブル 1 4 の端部には、それぞれ内視鏡用コネクタ 1 5 及び超音波コネクタ 1 6 が設けてあり、それぞれ光源装置 3 及び超音波観測装置 5 に着脱自在に接続される。また、内視鏡用コネクタ 1 5 は、さらに信号ケーブル 1 7 を介してその端部の信号コネクタがビデオプロセッサ 4 に着脱自在に接続される。

【 0 0 1 4 】

また、超音波内視鏡 2 の挿入部 1 1 は、先端側から硬質の先端部 2 1 と、湾曲自在の湾曲部 2 2 と、可撓性を有する細長の可撓部 2 3 とからなり、ユーザは、操作部 1 2 に設けられた湾曲ノブ 2 4 を回動する操作を行うことにより、湾曲部 2 2 を上下、左右等、所望の方向に湾曲することができる。

超音波内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端部 2 1 には、光学的な観察を行うための照明窓 2 5 と、観察窓 2 6 と、挿通された処置具を突出する処置具用チャンネル先端開口（先端開口と略記）2 7 の他に、振動子アレイ 2 8 が設けてあり、光学的な観察機能の他に、超音波による音響的画像情報を得ることができるようにしている。

また、挿入部 1 1 の後端付近には、挿入部 1 1 内に設けられた処置具用チャンネル 2 9 と連通する挿入口 3 0 が設けてある。

【 0 0 1 5 】

光源装置 3 は、照明用のランプを内蔵し、このランプの照明光は、内視鏡用コネクタ 1 5 から超音波内視鏡 2 内に挿通されたライトガイド 3 1（図 3 参照）によりその先端面に伝送（導光）される。このライトガイド 3 1 の先端面は、先端部 2 1 に設けられた照明窓 2 5 に固定され、この先端面から照明窓 2 5 の前方側に照明光が出射され、この照明光により挿入部 1 1 が挿入された体腔内の患部等の被写体を照明する。

先端部 2 1 には、照明窓 2 5 に隣接して観察窓 2 6 が設けてあり、この観察窓 2 6 には対物レンズ 3 2（図 3 参照）が取り付けられてあり、照明された被写体の光学像を結像位置に結ぶ。この結像位置には、CCD等の固体撮像素子 3 3 の受光面が配置され、対物レンズ 3 2 による光学像を光電変換する。

【 0 0 1 6 】

この固体撮像素子 3 3 は、挿入部 1 1 内等に挿通された信号線を介してビデオプロセッサ 4 と接続され、ビデオプロセッサ 4 の内部の映像信号処理回路により信号処理されて、映像信号に変換される。このビデオプロセッサ 4 により生成された映像信号は、ミキサ 6 を介してモニター 7 に入力され、モニター 7 は、固体撮像素子 3 3 により撮像した被写体の画像が内視鏡画像として表示される。

上記挿入部 1 1 の先端部 2 1 には、照明窓 2 5 及び観察窓 2 6 の前方側に 2 次元的に配置された振動子アレイ 2 8 が設けてある。なお、ここでの振動子アレイ 2 8 は、2 次元的に振動子エレメント（振動子と略記）が配列されたものを意味し、1 次元的に振動子を配列したものを振動子アレイと呼ぶとすると、その 1 次元の配列方向とは異なる方向にも配列した振動子アレイ群となる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 7 】

本実施例では、この振動子アレイ 2 8 を設けることにより、以下に説明するように超音波診断がし易い、超音波画像診断装置 1 を実現できるようにしている。

図 2 ( A ) は、2 次元的に配置された振動子アレイ 2 8 を平面状に展開した状態で示したものである。

この振動子アレイ 2 8 は、例えば横及び縦方向に、 $m \times n$  個の振動子 E を配列して構成される。各振動子 E は、図 2 ( B ) に示すように、振動子本体 3 7 と、この振動子本体 3 7 の超音波放射面側に積層した音響レンズ 3 8 と、この振動子本体 3 7 の超音波放射面と反対側に積層した音波を吸収ないしは減衰させるバッキング層 3 9 とから構成される。

なお、振動子本体 3 7 の両面には、それぞれ電極が設けてあり、両電極間に超音波を励振させるための高周波の送信パルスが印加される。この場合、超音波放射面側は、例えばグランド側の電極となり、全ての振動子 E で共通となり、他方の背面側の電極に高周波の送信パルスが印加される。

## 【 0 0 1 8 】

図 3 は、図 1 における超音波内視鏡 2 における超音波に関する電気系と、その振動子アレイ 2 8 に対する駆動及び信号処理を行う超音波観測装置 5 との概略の構成を示す。

先端部 2 1 には 2 次元的に配置された振動子アレイ 2 8 と共に、振動子アレイ 2 8 における駆動すべき振動子を略直交する 2 方向において選択する 2 組のマルチプレクサ群 4 1、4 2 と、これらのマルチプレクサ群 4 1、4 2 の切替を制御する切替制御回路 4 3 とが設けてある。

また、先端部 2 1 における振動子アレイ 2 8 の後端付近に照明窓 2 5、観察窓 2 6 とが設けてある。

このように本実施例では、可撓性を有する挿入部 1 1 の先端部 2 1 に、2 次元的に配列される振動子アレイ 2 8 と、その近傍にマルチプレクサ群 4 1、4 2 及び切替制御回路 4 3 とを設けることにより、挿入部 1 1 内等を挿通するのに必要となる信号線 4 4 の本数を削減して、挿入部 1 1 等が太くなってしまうようなことを解消できるようにしていることが特徴の 1 つとなっている。

## 【 0 0 1 9 】

振動子アレイ 2 8 は、これに接続されたマルチプレクサ群 4 1、4 2 を介して超音波観測装置 5 内の送信パルスを発生する送信ブロック 4 5 及び振動子アレイ 2 8 により受信したエコー信号に対する受信処理を行う受信ブロック 4 6 に接続される。

また、マルチプレクサ群 4 1、4 2 の切替を制御する切替制御回路 4 3 は、制御信号線 4 7 を介して超音波観測装置 5 内の制御処理を行う制御ブロック 4 8 に接続される。

また、受信ブロック 4 6 は、さらに信号処理ブロック 4 9 と接続され、この信号処理ブロック 4 9 を介して超音波断層像等に対応する映像信号が生成され、この超音波観測装置 5 からミキサ 6 或いはミキサ 6 を介することなくモニタ 7 に出力され、モニタ 7 の表示面に超音波断層像や超音波 3 次元画像を表示できるようにしている。

## 【 0 0 2 0 】

また、超音波内視鏡 2 における例えば操作部 1 2 には、超音波の走査方向の指示や走査モードの選択等を行う走査指示スイッチ部 5 0 が設けてある。この走査指示スイッチ部 5 0 は、走査方向の指示を行う走査指示スイッチ 5 0 a、5 0 b と、走査モードの選択指示を操作する走査モード選択スイッチ 5 0 c とが設けてあり、その指示信号は、制御ブロック 4 8 に入力され、制御ブロック 4 8 は対応する制御を行う。

例えば、走査指示スイッチ 5 0 a が操作された場合には、制御ブロック 4 8 は、送信ブロック 4 5 及び受信ブロック 4 6 を制御すると共に、切替制御回路 4 3 を介してマルチプレクサ群 4 1、4 2 を制御し、振動子アレイ 2 8 における振動子 E を挿入部 1 1 の軸方向に配列されたものが順次駆動されるように制御する。

また、走査指示スイッチ 5 0 b が操作された場合には、振動子アレイ 2 8 における振動子 E が挿入部 1 1 の軸と直交する方向に配列されたものが順次駆動されるように制御する。この説明は図 5 において後述する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

また、走査モード選択スイッチ 5 0 c により、図 6 において説明するように、ユーザは、走査モードを選択設定等しておくことにより、ユーザが望む走査モードにより超音波の走査を行うことができるようにしている。

図 4 は、振動子アレイ 2 8 を駆動すると共に、振動子アレイ 2 8 により得られた超音波エコー信号に対する信号処理系の構成を示す。

本実施例では、2 次元的に配列された振動子  $E_{ij}$  (ここで、 $i = 1 \sim m$ 、 $j = 1 \sim n$ ) に対して、ユーザによる選択指示により、2 つの方向に沿って配列された振動子を順次駆動して、挿入部 1 1 の軸方向 (図 4 に示す A 方向と略記) と、挿入部 1 1 の軸と直交する方向 (図 4 に示す B 方向と略記) に対する超音波エコー情報とを簡単に得られるようにしている。

10

このため、本実施例では、A 方向の走査用のマルチプレクサ群 4 1 (その構成要素を 4 1 a、4 1 b、...、4 1 m) と B 方向の走査用のマルチプレクサ群 4 2 (その構成要素を 4 2 a、4 2 b、...、4 1 n) とを設けている。

## 【 0 0 2 2 】

マルチプレクサ群 4 1 における第 1 番目の構成要素となる第 1 のマルチプレクサ 4 1 a の端子 a、b、...、n は、第 1 列目に沿った振動子  $E_{11}$ 、 $E_{12}$ 、...  $E_{1n}$  とそれぞれ接続され、端子  $n + 1$  は無接続となっている。

つまり、マルチプレクサ群 4 1 における第 i 番目の構成要素となる第 i のマルチプレクサ 4 1 i の端子 a、b、...、n は、第 i 列目に沿った振動子  $E_{i1}$ 、 $E_{i2}$ 、...  $E_{in}$  とそれぞれ接続され、端子  $n + 1$  は無接続となっている。

20

一方、マルチプレクサ群 4 2 における第 1 番目の構成要素となる第 1 のマルチプレクサ 4 2 a の端子 a、b、...、m は、第 1 行目に沿った振動子  $E_{11}$ 、 $E_{21}$ 、...  $E_{m1}$  とそれぞれ接続され、端子  $m + 1$  は無接続となっている。

つまり、マルチプレクサ群 4 2 における第 j 番目の構成要素となる第 j のマルチプレクサ 4 2 j の端子 a、b、...、m は、第 j 行目に沿った振動子  $E_{1j}$ 、 $E_{2j}$ 、...  $E_{mj}$  とそれぞれ接続され、端子  $m + 1$  は無接続となっている。

## 【 0 0 2 3 】

また、マルチプレクサ 4 1 a、4 1 b、...、4 1 m の各共通端子  $c'$  とマルチプレクサ 4 2 a、4 2 b、...、4 2 m の各共通端子  $c'$  とはそれぞれ接続されている。図 4 では、 $n = m + 1$  として共通端子の接続状態を示している。

30

そして、n 本の信号線が超音波観測装置 5 内に設けた超音波ビームを収束するためのビームフォーマ 5 1 を介して送信ブロック 4 5 と受信ブロック 4 6 とに接続される。このビームフォーマ 5 1 は複数の振動子とその位相をずらして駆動することにより、超音波ビームを電子的に収束させて出射させることができると共に、走査方向の制御もできる。

また、マルチプレクサ群 4 1 及び 4 2 は、切替制御回路 4 3 により、共通端子  $c'$  と接続される端子が設定される。この切替制御回路 4 3 による切替設定は、超音波観測装置 5 内の制御ブロック 4 8 による制御信号により決定される。

## 【 0 0 2 4 】

そして、共通端子  $c'$  を介して送信ブロック 4 5 と接続される振動子 E には、送信ブロック 4 5 からの送信パルスが印加され、その振動子 E は、超音波をパルス状に発生し、生体側に送信される。その超音波 (信号) は、生体組織の音響インピーダンスが変化している部分で反射され、その反射超音波は送信に用いられた振動子 E により受信され、電気信号としての超音波エコー信号に変換される。そして、受信ブロック 4 6 にて処理される。

40

超音波観測装置 5 内では、受信ブロック 4 6 は、信号処理ブロック 4 9 を構成する A / D 変換回路 5 3 と接続され、受信ブロック 4 6 で受信され、増幅された後、包絡線検波されたエコー信号は、A / D 変換回路 5 3 により A / D 変換される。

A / D 変換されたエコー信号データは、メモリ 5 4 に一時格納される。メモリ 5 4 に格納されたエコー信号データは、デジタルスキャンコンバータ (DSC と略記) 5 5 により、直交座標系の信号データに変換された後、ビデオ生成回路 5 6 に入力される。このビデオ

50

オ生成回路 56 は、入力された信号をビデオ信号に変換して、その出力端から出力する。この出力信号はミキサ 6 を介して或いはミキサ 6 を介することなくモニタ 7 に出力され、モニタ 7 の表示面には超音波断層像が表示される。

【0025】

また、メモリ 54 に格納されたエコー信号データは、画像処理回路 57 によって、3次元画像の生成処理が行われ、この画像処理回路 57 内部のメモリに格納される。そして、ユーザが超音波観測装置 5 のフロントパネル等に設けた表示設定部 58 からその表示指示を行うことにより、DSC 55 を介してビデオ生成回路 56 に出力され、モニタ 7 には 3 次元の超音波断層像が表示される。なお、3次元画像の生成処理は、例えば特開平 10 - 262963 号公報その他の公知の処理を用いる。

10

なお、表示設定部 58 は、図示しないマウスなどにより、3次元画像表示されている状態において所望とする断面を指示し、その断面の断層像を表示させることもできる。

また、この超音波観測装置 5 のフロントパネルには、振動子アレイ 28 における実際に 2次元走査に使用する走査領域（振動子領域）及びその走査領域が 2次元の走査領域の場合、走査順（具体的には、リニア走査を繰り返して 2次元走査するか、ラジアル走査を繰り返して 2次元走査するか）を設定するための走査モード設定部 59 が設けてある。

【0026】

そして、この走査モード設定部 59 により図 6 で説明するように各種の走査モードにより振動子アレイ 28 の走査を行うことができるようにしている。また、この走査モード設定部 59 においても、図示しないマウスなどにより、振動子アレイ 28 により走査モード

20

の設定や、走査領域を設定することができるようにしている。

図 6 により説明するように振動子アレイ 28 は、先端部 21 における曲面上等に 2次元的に実装されるが、その前に図 5 を参照して振動子アレイ 28 を駆動走査する方法を説明する。

【0027】

図 5 (A) は、走査指示スイッチ 50a が操作された場合における A 方向の駆動走査の様子を示し、図 5 (B) は、走査指示スイッチ 50b が操作された場合における B 方向の駆動走査の様子を示す。

走査指示スイッチ 50a が操作された場合には、制御ブロック 48 は、切替制御回路 43 に制御信号を送り、マルチプレクサ群 41 をイネーブルにし、かつマルチプレクサ群 42 をアンネーブルにする。この場合、マルチプレクサ群 42 は図 4 に示しているように無接続の端子  $m+1$  が選択され、マルチプレクサ群 41 の動作に影響しない。

30

【0028】

また、この場合、図 5 (A) に示すようにマルチプレクサ群 41 におけるマルチプレクサ 41a、41b、41c、... の端子 a が（共通端子 c' と接続されるように）選択される。

そして、送信ブロック 45 からの送信駆動パルスがマルチプレクサ群 41 のマルチプレクサ 41a、41b、41c、... に順次印加され、従って、図 5 (A) における振動子アレイ 28 における第 1 行目の振動子 E11, E21, E31、... が順次駆動されることになり、A 方向の走査が行われる。

40

第 1 行目の振動子 E11, E21, E31、... が順次駆動されると、マルチプレクサ群 41 のマルチプレクサ 41a、41b、41c、... の端子 b が選択されるように切り替えられる。その後、送信ブロック 45 からの送信駆動パルスがマルチプレクサ群 41 のマルチプレクサ 41a、41b、41c、... に順次印加され、従って、図 5 (A) における振動子アレイ 28 における第 2 行目の振動子 E12, E22, E32、... が順次駆動されることになり、A 方向の走査が繰り返される。

【0029】

振動子アレイ 28 における第 3 行目以降の振動子も同様に駆動走査される。

このように A 方向の走査が、B 方向に順次繰り返されることにより、2次元的に駆動走査される。

50

一方、走査指示スイッチ 50b が操作された場合には、制御ブロック 48 は、切替制御回路 43 に制御信号を送り、マルチプレクサ群 41 をアンネーブルにし、かつマルチプレクサ群 42 をイネーブルにする。この場合、マルチプレクサ群 41 は図 4 に示している無接続の端子  $n+1$  が選択され、マルチプレクサ群 42 の動作に影響しない。

また、この場合、図 5 (B) に示すようにマルチプレクサ群 42 におけるマルチプレクサ 42a、42b、42c、... の端子 a が (共通端子 c' と接続されるように) 選択される。

#### 【0030】

そして、送信ブロック 45 からの送信駆動パルスがマルチプレクサ群 41 のマルチプレクサ 41a、41b、41c、... に順次印加され、従って、図 5 (B) における振動子アレイ 28 における第 1 列目の振動子 E11, E12, E13、... が順次駆動されることになり、B 方向の走査が行われる。

10

第 1 列目の振動子 E11, E12, E13、... が順次駆動されると、マルチプレクサ群 42 のマルチプレクサ 42a、42b、42c、... の端子 b が選択されるように切り替えられる。その後、送信ブロック 45 からの送信駆動パルスがマルチプレクサ群 42 のマルチプレクサ 42a、42b、42c、... に順次印加され、従って、図 5 (B) における振動子アレイ 28 における第 2 列目の振動子 E21, E22, E32、... が順次駆動されることになり、B 方向の走査が繰り返される。

#### 【0031】

振動子アレイ 28 における第 3 列目以降の振動子も同様に駆動走査される。

20

このように B 方向の走査が、A 方向に順次繰り返されることにより、2 次元的に駆動走査される。

なお、図 6 を参照して説明するように本実施例においては、振動子アレイ 28 における一部の領域のみの振動子 E のみを走査することもできるようにして、よりフレキシビリティのある使い方やユーザの選択或いは技術進展の状況等に対応できるようにしている。

そして、例えば上記第 2 列目の振動子 E21, E22, E23、... を順次駆動する状態において、その途中、例えば振動子 E23 以降を駆動しない場合には、切替制御回路 43 は、その振動子 E23 以降の切替制御を行うマルチプレクサ 42c 以降をエネーブルにしないようにする。このようにして、ユーザ等により、振動子アレイ 28 における一部の走査領域の設定がされた場合においても、簡単に対応できるようにしている。

30

#### 【0032】

このように本実施例では、ユーザは、走査指示スイッチ 50a、50b を操作することにより、簡単に超音波の走査方向を変更して、対応する超音波エコー情報を得ることができるようにしている。

また、本実施例では、図 3 を参照して上述したように先端部 21 内には、振動子アレイ 28 の近傍にマルチプレクサ群 41、42 及び切替制御回路 43 を配置しているので、2 次元的に振動子を配列した振動子アレイ 28 の場合においても、配列数の多い方の配列数 (具体的には  $n$ ) の本数の信号線 44 と、切替制御回路 43 を制御する制御信号線 47 を超音波内視鏡 5 内に挿通することで振動子アレイ 28 の駆動及び受信との処理が行えるようにしている。このため、特に挿入部 11 が太くなることを回避できると共に、多数の信号線 44 を挿通するために断線等が起こり易くなる等の信頼性の低下を防止できる。また、超音波内視鏡 2 を低コスト化することもできる。

40

#### 【0033】

図 6 (A) ~ 図 6 (E) は、本実施例に挿入部 11 の先端部 21 に搭載或いは実装される振動子アレイ 28 と、その一部或いは全部を駆動走査する説明図を示す。

図 6 (A) は、挿入部 11 の先端部 21 に実装する振動子アレイ 28 を平面的に展開して示し、この振動子アレイ 28 は、図 6 (B) に示すように挿入部 11 の先端部 21 の円筒状の外周面に搭載される。この場合、外周面の全周に実装しても良いし、その一部に実装しても良い。

また、図 6 (B) のように振動子アレイ 28 を円筒状外周面に実装した場合、その走査

50

方向を挿入部 11 の軸方向（長手方向）の走査をリニア走査と呼び、挿入部 11 の軸と直交する周方向への走査をラジアル走査と呼ぶ。

【0034】

そして、ユーザは、走査モード設定部 59 により、走査領域を含む走査モードを選択したり、必要に応じて走査領域を含む走査モードを設定することにより、超音波内視鏡 2 の操作部 12 に設けた走査モード選択スイッチ 50c を操作することにより、選択或いは設定された走査モードにより振動子アレイ 28 を走査できるようにしている。

図 6（C）～図 6（F）はこのようにして設定或いは登録された代表的な（走査領域を含む）走査モードの例を示す。

図 6（C）に示す走査モードでは、まず振動子アレイ 28 における最先端部分において周方向にラジアル走査（ラジアル走査されるライン状の領域部分 R を右下がりの斜線で示している）し、その後は、例えば中央付近の一部において 2 次元走査する走査モードである。

10

【0035】

なお、振動子アレイ 28 における 2 次元走査される領域部分 T を梨地模様で示している。また、振動子アレイ 28 における無地の部分は走査されない部分を示す。また、2 次元走査する領域部分 T に対しては、さらにラジアル走査を順次繰り返して 2 次元走査を行うことを指定することもできるし、リニア走査を順次繰り返して 2 次元走査をすることもできる。

この走査モード場合には、ラジアル走査により周方向の断層像が得られ、例えば観察窓 26 や先端開口 17 が設けられた部分を含むその周辺部に対する 2 次元走査による 3 次元ボリュームデータが得られる。そして、観察窓 26 や先端開口 17 が設けられた部分付近の 3 次元領域に対応する 3 次元画像を得ることができる。

20

【0036】

また、図 6（D）に示す走査モードでは、例えば中央付近においてラジアル走査とリニア走査（リニア走査される走査領域を L により示す）とをまず行い、その付近の周辺部分を 2 次元走査を行う走査モードである。

また、図 6（E）に示す走査モードでは、例えば中央付近においてリニア走査を行いその部分の残余部分を全てラジアル走査する走査モードである。

このように本実施例では、先端部 21 に実装されえた振動子アレイ 28 において、ユーザは、実際に超音波の走査に使用する走査領域と共に、その走査領域における走査順序等も設定できるので、ユーザが望む走査領域に対応した超音波断層画像（超音波 2 次元画像）や超音波 3 次元画像を得ることができるようにしている。

30

【0037】

図 6（C）～図 6（E）においては、2 次元走査する領域が設定された場合を示しているが、図 6（F）に示すようにラジアル走査とリニア走査を行うように走査モードを設定しても良い。

図 6（F）に示す走査モードでは、振動子アレイ 28 における最先端部分では周方向にラジアル走査し、その後に例えば中央部分をリニア走査する走査モードである。

この走査モードによって走査した場合には、ラジアル方向の断面像と、リニア方向の断面像とを殆どリアルタイムに得ることができる。この走査モードは、短時間に両方向の断面像の概略を得たい場合及びフレームレートを維持したい場合に適する。

40

なお、図 6（C）～図 6（F）に示した走査領域を含む走査モード以外に走査モードを設定できるし、振動子アレイ 28 全てを例えば先端側からラジアル走査を、挿入部 11 の軸方向に繰り返すようにする走査モードを選択設定することもできる。

このように本実施例によれば、走査モードを選択して、選択した走査モードに対応した超音波画像を速やかに得ることができる。

【0038】

図 6 の場合には、円筒面に振動子アレイ 28 を設けた場合で説明したが、図 7 に示すように挿入部 11 の軸方向に凸曲面になると共に、挿入部 11 の軸と直交する周方向にも凸

50

曲面となる場合に対しても同様に適用できる。なお、図 7 においては、先端部 2 1 の観察窓 2 6 や先端開口 2 7 に対向する領域の前方側の部分に振動子アレイ 2 8 を設けた場合にて示している。

なお、先端開口 2 7 は、先端部 2 1 における斜面部に形成されており、この先端開口 2 7 から突出（導出）される穿刺針 6 1 の先端側は、振動子アレイ 2 8 における周方向及び挿入部 1 1 の長手方向（軸方向）の走査領域内の例えば中央付近に存在するように設定されている。

そして、先端開口 2 7 から突出される穿刺針 6 1 の先端側を、振動子アレイ 2 8 を 2 次元走査を行うことにより、2 次元走査により得られる超音波 3 次元ボリュームデータ内に捕らえることができ、画像処理回路 5 7 により画像処理することにより、穿刺針 6 1 を 3 次元画像としてその 3 次元位置を把握し易いように表示することができる。

10

#### 【0039】

例えば、図 7 に示すような振動子アレイ 2 8 の場合において、先端開口 2 7 に近い側の一部を 2 次元走査した場合には、ラジアル画像の一部に相当する扇形状の 2 次元エコーデータと、これを挿入部 1 1 の略軸方向に繰り返した走査により 3 次元ボリュームデータを得ることができ、画像処理回路 5 7 により 3 次元構築する処理を行うことにより、図 8 に示すような 3 次元超音波画像 V を得ることができる。

図 8 (A) においては、血管部分 K や腫瘍部分 S 等も模式的に示す。また、穿刺針 6 1 の像 6 1 a も示している。

また、この図 8 (A) において、例えば直交する断面 D a、D b を指定することにより、図 8 (B) や図 8 (C) に示すように表示させることもできる。

20

#### 【0040】

このように本実施例によれば、1 つの超音波内視鏡 2 により、図 8 (A) に示すようにラジアル走査の一部に対応する扇形状に走査した断面と、挿入部 1 1 の軸方向にリニア走査したのに近い場合との両方に走査したような複合的な 3 次元ボリュームデータが得られるので、図 8 (A) に模式的に示すように関心領域等の形状等を把握し易い 3 次元画像が得られる。従って、血管部分 K や腫瘍部分 S が存在した場合、それらの関係を把握し易い。

また、腫瘍部分 S 等の関心領域と共に、穿刺針 6 1 の先端側の像 6 1 a も同時に表示でき、それらの位置関係の立体的な把握が行い易い。従って、穿刺ルートの確認等を容易に行うことができると共に、処置も行い易い。

30

なお、図 7 においては、振動子アレイ 2 8 を先端部 2 1 の全周に形成していないが、全周に設けても良い。

#### 【0041】

また、本実施例の変形例として、上述した各種の走査モードを全て選択できるようにすることが望ましいが、振動子アレイ 2 8 の実装技術、信号処理能力の進展状況等に応じて一部の走査モードのみでできるようにしても良い。

#### 【実施例 2】

#### 【0042】

次に本発明の実施例 2 を図 9 ないし図 1 1 を参照して説明する。本実施例は、実施例 1 の目的と共に、さらに穿刺針等の処置具を複数の（処置具用チャンネルの）先端開口から処置具を同時に使用する場合に、これら処置具の位置関係を超音波走査により明確に表示することができる超音波画像診断装置を提供することも目的とする。

40

図 9 は、実施例 2 の超音波画像診断装置 1 B を示す。この超音波画像診断装置 1 B は、図 1 の超音波画像診断装置 1 において、超音波内視鏡 2 の一部の構成を変更した超音波内視鏡 2 B としている。

本超音波内視鏡 2 B は、図 1 の超音波内視鏡 2 において、2 つの処置具用チャンネル 2 9 a、2 9 b を備えたものにしており、チャンネル 2 9 a、2 9 b の手元側は、それぞれ挿入口 3 0 a、3 0 b と連通し、先端側は先端部 2 1 においてそれぞれ先端開口 2 7 a、2 7 b と連通している。

50

## 【 0 0 4 3 】

図 1 0 ( A ) は先端部 2 1 に実装される振動子アレイ 2 8 を示している。また、図 1 0 ( B ) は、超音波内視鏡 2 B の先端側の構成を示し、チャンネル 2 9 a、2 9 b 内に挿通された 2 本の穿刺針 6 1、6 2 を先端開口 2 7 a、2 7 b から突出した状態にて示している。本実施例では先端部 2 1 に、例えば十字となる骨格部分に沿って 2 次的に振動子を配列した振動子アレイ 2 8 にしている。

この場合において、例えばラジアル走査を行った場合の断層像は、図 1 1 ( A ) のようになる。

そして、このラジアル画像中に腫瘍部分等の関心領域 R a が存在した場合において、例えばその関心領域 R a の端付近と中央付近を通るカット面 C a、C b を指定することにより、それぞれ図 1 1 ( B ) 及び図 1 1 ( C ) に示す断層像を得ることができる。

10

## 【 0 0 4 4 】

なお、図 1 1 ( B ) 及び図 1 1 ( C ) の断層像において、穿刺針 6 1、6 2 の先端側の像 6 1 a、6 1 b も同時に示している。カット面 C a、C b により穿刺針 6 1、6 2 の先端側の像 6 1 a、6 1 b を別々に分離して表示させることもできる。

このように本実施例によれば、複数の（処置具用チャンネル 2 9 a、2 9 b の）先端開口 2 7 a、2 7 b から処置具としての例えば穿刺針 6 1 a、6 1 b を同時に使用する場合に、これら穿刺針 6 1 a、6 1 b の位置関係を超音波走査により分離可能に明確に表示することができる超音波画像診断装置を提供することができる。

図 1 2 は変形例における超音波内視鏡の先端部及びその先端部に実装される振動子アレイ 2 8 を示す。図 1 2 ( A ) に示す先端部 2 1 においては、例えば図 1 2 ( B ) に示すように例えば最先端の振動子アレイ 2 8 R における各振動子の面積サイズを、その後方側に 2 次的に実装される振動子アレイ 2 8 T における振動子の面積サイズよりも大きくしている。

20

## 【 0 0 4 5 】

このような構成にすることにより、図 1 2 ( A ) における周方向に実装された例えば 1 列の振動子アレイ 2 8 R によりラジアル走査を行った場合においても S / N の良い 2 次元エコーデータを得ることができ、従って質の良い超音波画像を表示することができる。

また、図 1 2 ( C ) に示す先端部 2 1 においては、図 1 2 ( D ) に示すようにリニア走査を行うための挿入部の軸方向に沿って実装される振動子アレイ 2 8 L における各振動子の面積サイズを他の 2 次的に実装される振動子アレイ 2 8 T における各振動子の面積サイズよりも大きくしている。

30

このような構成にすることにより、図 1 2 ( C ) における挿入部の軸方向に実装された例えば 1 列の振動子アレイ 2 8 L によりリニア走査を行った場合においても S / N の良い 2 次元エコーデータを得ることができ、従って質の良い超音波画像を表示することができる。

## 【産業上の利用可能性】

## 【 0 0 4 6 】

可撓性を有する挿入部の先端部に振動子を 2 次的に配置した振動子アレイを設けた超音波内視鏡を体腔内に挿入し、走査モードを選択することにより、選択された走査モードにより、挿入部方向や挿入部と直交する周方向等に超音波を走査して簡単に診断に適した 2 次元断層像や 3 次元画像情報を得られるようにした。

40

## 【 0 0 4 7 】

## [ 付記 ]

1 . 請求項 2 において、前記超音波振動子アレイは、リニア走査するように動作される部分よりも挿入部の長手方向に多数個配置されることを特徴とする。

2 . 請求項 2 において、前記リニア走査するよう動作される超音波振動子アレイは、ラジアル走査するように動作される部分よりも挿入部の長手方向に多数個配置されることを特徴とする。

3 . 請求項 1 において、さらに前記走査領域設定手段により走査される領域中における走

50

査順序を設定する走査モードの設定手段を有する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 8 】

【図 1】本発明の実施例 1 の超音波画像診断装置の構成を示す図。

【図 2】挿入部の先端部に配置される振動子アレイ及び振動子の構成を示す図。

【図 3】超音波内視鏡及び超音波観測装置における電気系の概略の構成を示すブロック図

。

【図 4】振動子アレイの駆動走査及び信号処理系の構成を示すブロック図。

【図 5】振動子アレイにおける直交する 2 方向に駆動走査する場合の詳細を示す説明図。

【図 6】図 6 は、振動子アレイを 2 次元的に配置した先端部及び各種の走査モードを示す図。 10

【図 7】挿入部の軸方向と周方向とに振動子をコンベックス状に配列した振動子アレイを実装した先端部を示す図。

【図 8】図 7 における一部を 2 次元走査した場合に得られる 3 次元画像等を示す図。

【図 9】本発明の実施例 2 の超音波画像診断装置の構成を示す図。

【図 10】超音波内視鏡の先端部に実装される振動子アレイ及び先端部を示す図。

【図 11】ラジアル走査による断層像とカット面によりカットした断層像を示す作用説明図。

【図 12】変形例における振動子アレイ及び先端部の構成を示す図。

【符号の説明】 20

【 0 0 4 9 】

1 ... 超音波画像診断装置

2 ... 超音波内視鏡

3 ... 光源装置

4 ... ビデオプロセッサ

5 ... 超音波観測装置

7 ... モニタ

1 1 ... 挿入部

1 2 ... 操作部

1 3 ... ユニバーサルケーブル

1 4 ... 超音波ケーブル

1 6 ... 超音波コネクタ

2 1 ... 先端部

2 2 ... 湾曲部

2 5 ... 照明窓

2 6 ... 観察窓

2 7 ... 先端開口

2 8 ... 振動子アレイ

3 3 ... C C D

4 1、4 2 ... マルチプレクサ群

4 3 ... 切替制御回路

4 5 ... 送信ブロック

4 6 ... 受信ブロック

4 8 ... 制御ブロック

4 9 ... 信号処理ブロック

5 0 ... 走査指示スイッチ部

5 0 c ... 走査モード選択スイッチ

5 7 ... 画像処理回路

5 8 ... 表示設定部

5 9 ... 走査モード設定部

30

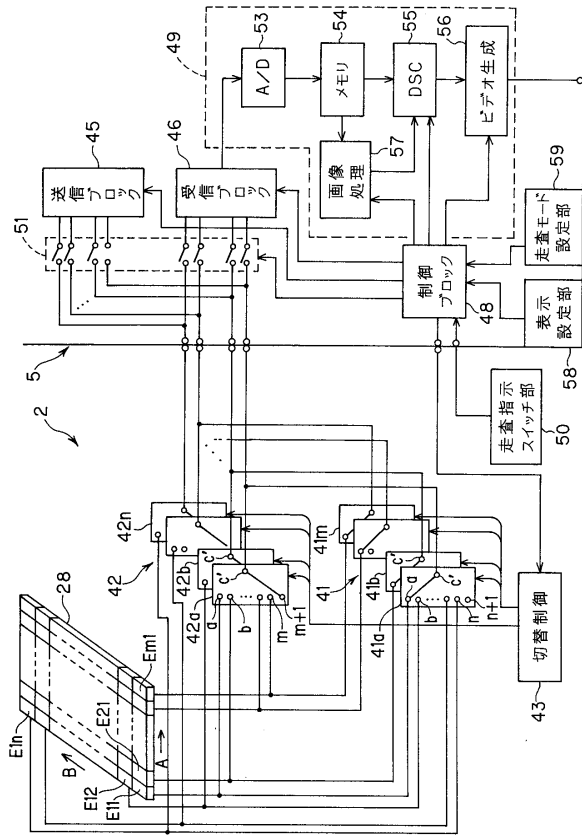
40

50

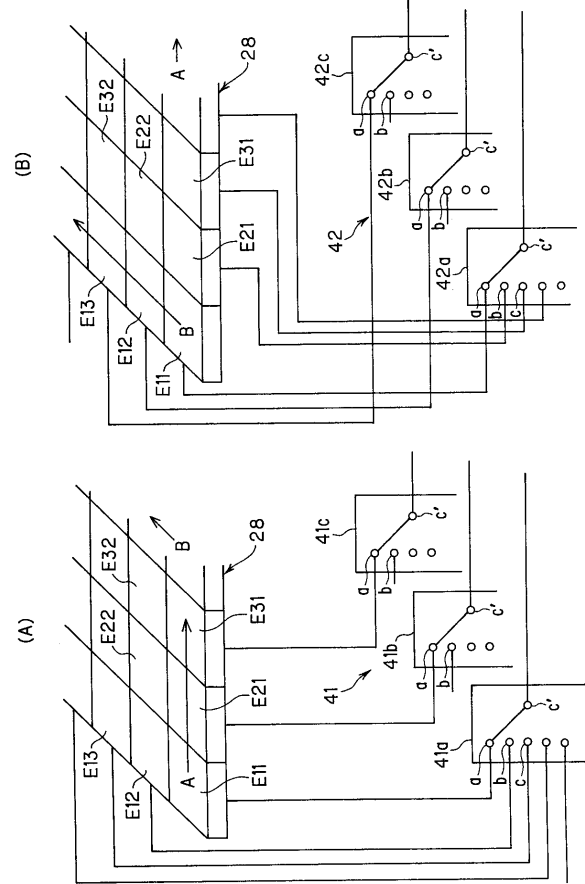
代理人 弁理士 伊藤 進

[illegible]

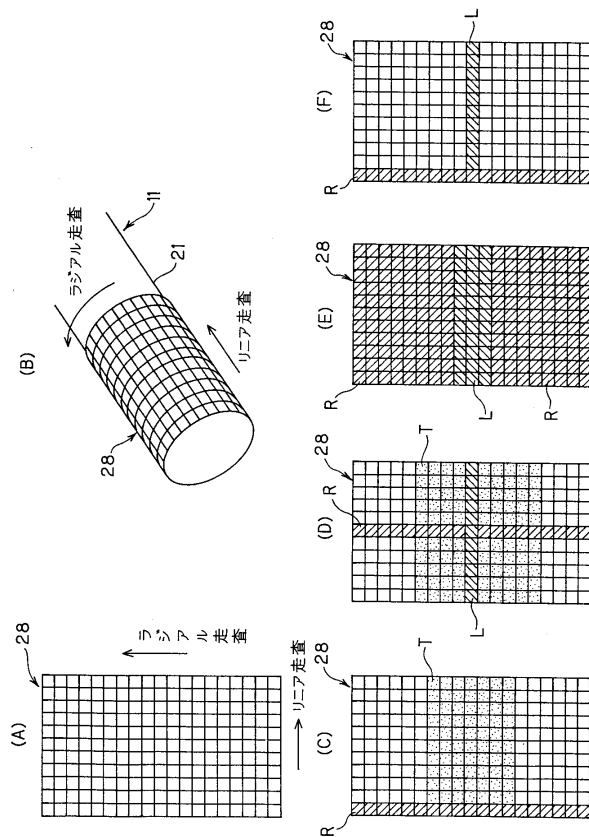
【図 4】



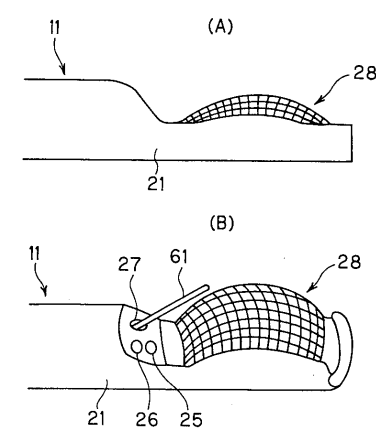
【図 5】



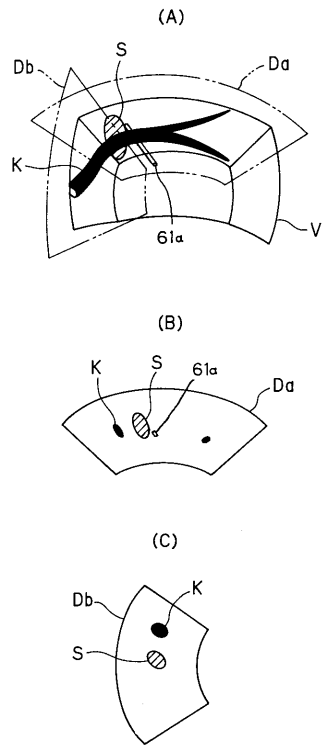
【図 6】



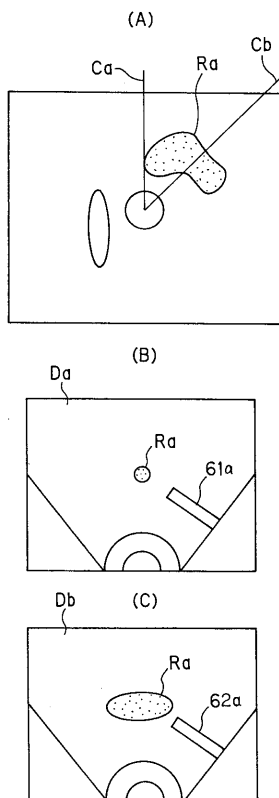
【図 7】



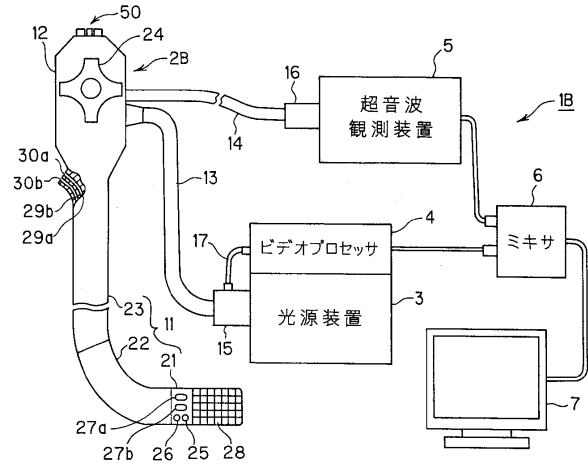
【図 8】



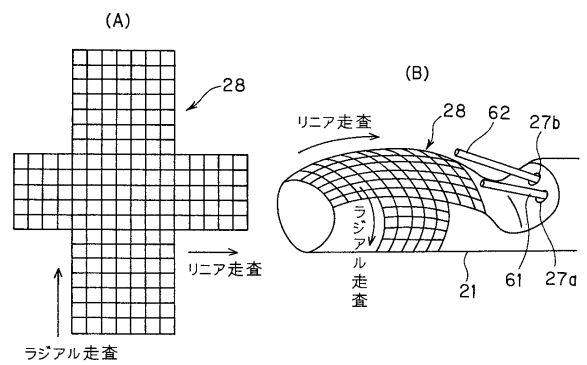
【図 11】



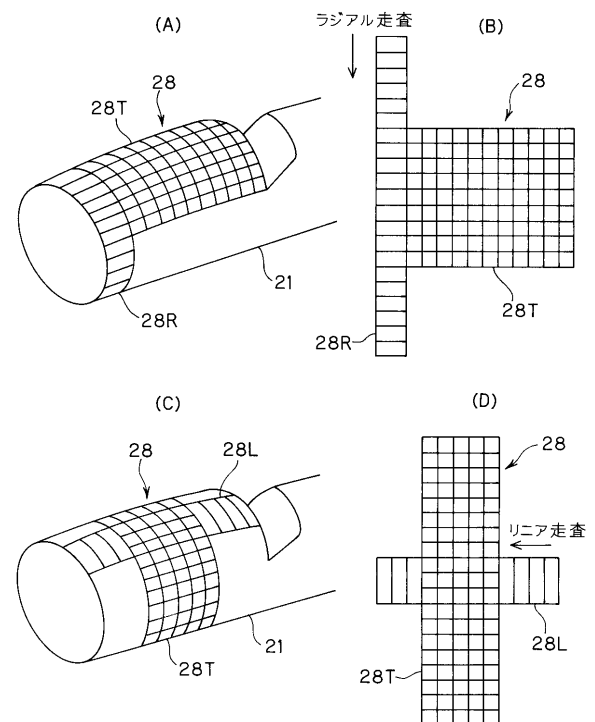
【図 9】



【図 10】



【図 12】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-084730(JP,A)  
特開平10-277030(JP,A)  
特開2003-038493(JP,A)  
特開平09-000526(JP,A)

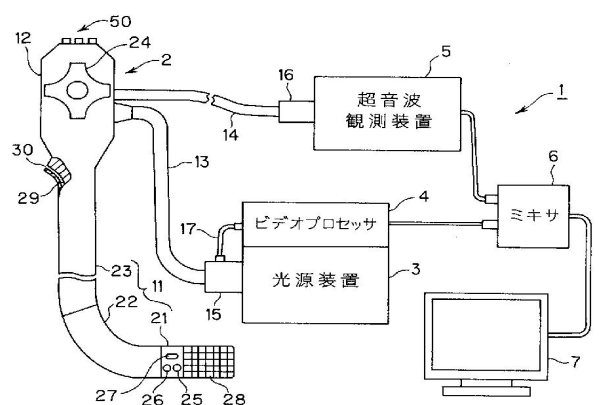
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/12

|                |                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波成像诊断仪                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4488288B2</a>                                                                                                                                                                                                            | 公开(公告)日 | 2010-06-23 |
| 申请号            | JP2003412610                                                                                                                                                                                                                           | 申请日     | 2003-12-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 奥林巴斯公司                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 奥林巴斯公司                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| [标]发明人         | 下田直水                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| 发明人            | 下田 直水                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| FI分类号          | A61B8/12 A61B8/14                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/GA02 4C601/GA03 4C601/GB06 4C601/GB09 4C601/GB10 4C601/GB21 4C601/HH01 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/KK12 4C601/KK22 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| 其他公开文献         | JP2005168768A<br>JP2005168768A5                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                              |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断成像设备，其能够减小插入部分的直径并且适合于获得对应于期望扫描区域的二维或三维超声图像。在柔性插入部分的远端部分处提供具有用于发送和接收超声信号的二维布置的换能器的换能器阵列，并且扫描换能器阵列用于将方向切换到彼此正交的方向的多路复用器组41和42以及用于控制这些多路复用器组41和42的切换的切换控制电路43被设置成使得插入到插入部分11中的信号线44的数量是减小插入部分11的直径并操作设置在操作部分12上的扫描模式选择开关50c，以便以所需的扫描模式扫描超声波并移动相应的两个 - 从而可以获得超声图像。点域

【 图 1 】



【 图 2 】