

(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2005-168766

(P2005-168766A)

(43) 公開日 平成17年6月30日(2005.6.30)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-412608 (P2003-412608)

(22) 出願日 平成15年12月10日(2003.12.10)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43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43番2号 オ

リンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB22 EE05 EE12

FE02 FE09 GB09 GB21 HH01

KK22

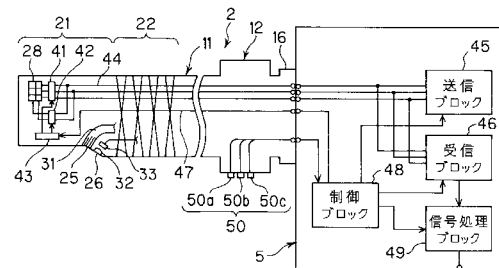
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 挿入部を細径化できると共に、異なる走査方向に走査可能にして、所望とする断面位置での超音波画像情報を得るのに適した超音波プローブを提供する。

【解決手段】 可撓性を有する挿入部11の先端部21には、超音波信号を送受信する振動子を2次元的に配置した振動子アレイ28が設けてあり、かつ振動子アレイ28の走査方向を直交する方向に切り替えるマルチプレクサ群41、42と、これらのマルチプレクサ群41、42の切替を制御する切替制御回路43とを設けることにより、挿入部11内に挿通される信号線44の本数を削減して挿入部11の細径化を可能にすると共に、操作部12に設けた走査指示スイッチ部50の操作により、異なる方向への走査を可能とした。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部を備えた超音波プローブにおいて、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 次元的に配置されて形成される超音波振動子アレイと、

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の走査方向を異なる方向に切り替え可能とする駆動切替手段と、を具備したことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記超音波振動子アレイを構成する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 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記超音波振動子アレイを構成する個々の超音波振動子は、前記挿入部の長手方向にコンベックス状に複数配置されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記駆動切替手段は、前記超音波振動子アレイを構成する超音波振動子を 2 次元的に走査して駆動させることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

20

【請求項 5】

前記駆動切替手段は、少なくともマルチプレクサを用いて構成されることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記超音波プローブは、前記挿入部の先端部に光学的な観察手段を備えた超音波内視鏡を形成する請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

少なくとも、可撓性を有する挿入部、及び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、を備えた超音波プローブと、

30

前記超音波振動子アレイにおける超音波振動子の走査方向を切り替える駆動切替手段と、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 3 次元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 8】

前記超音波プローブは、処置用に形成された処置具用チャンネルを少なくとも 1 つ有し、前記処置具用チャンネルの先端開口から突出される処置具を前記超音波 3 次元画像内に表示可能にしたことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波信号の送受信を行う超音波振動子を 2 次元的に配置した超音波振動子アレイを備えた超音波プローブに関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、生体内に超音波内視鏡を挿入して、その光学像から体内の病変部を発見して、超音波を照射して、その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、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。

50

また、超音波内視鏡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下での診断においては、超音波内視鏡の挿入方向に垂直面に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。これに対してリニア走査方式は、超音波内視鏡の処置具挿通用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。

10

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。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。

【0004】

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。

20

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。

【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】

30

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、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。

更には、穿刺ルートの確認のためには、周囲臓器との関係を3次元的に立体構築できることが望まれるが、上記従来例ではそれができない状況であった。

【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ふ欠点があった。

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、異なる走査方向に走査可能にして、所望とする断面位置での超音波画像を得るのに適した超音波プローブを提供することを目的とする。

また、本発明は、内臓物等の関心領域と穿刺針等の処置具による穿刺ルート等の確認や位置関係の確認等がし易い3次元画像が容易に得られる超音波画像信号装置を提供するこ

50

とを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の超音波プローブは、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部を備えた超音波プローブにおいて、

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次元的に配置されて形成される超音波振動子アレイと、

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の走査方向を異なる方向に切り替え可能とする駆動切替手段と、

を具備したことを特徴とする。

上記構成により、挿入部の先端部に超音波振動子を2次元的に配置した場合にも、先端部に駆動切替手段を配置することにより、挿入部内に挿通される信号線の本数を削減して、挿入部を細径化を保持保持でき、かつ前記超音波振動子アレイにおける異なる走査方向の超音波振動子の走査を可能にして、所望とする断面位置での超音波画像を得るのに適する様にしている。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、挿入部の先端部に超音波振動子を2次元的に配置した場合にも、先端部に駆動切替手段を配置しているので、挿入部内に挿通される信号線の本数を削減して、挿入部を細径化を保持保持でき、かつ前記超音波振動子アレイにおける異なる走査方向の超音波振動子の走査を可能にして、所望とする断面位置での超音波画像を得るのに適する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

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】

【0011】

図1ないし図10は、本発明の実施例1に係り、図1は、本発明の実施例1を備えた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（振動子と略記）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を示し、図7は、振動子アレイを2次元的な円筒面ないしは曲面状に配置した先端部を示し、図8は、振動子アレイを挿入部の軸方向と周方向とにコンベックス状に配置した先端部を示し、図9は、図8において周方向に駆動走査することを軸方向に繰り返し駆動走査した場合に得られる断層像を示し、図10は、3次元の超音波画像と直交する2つの断面位置での断層像を示す。

本実施例は、挿入部を細径化できると共に、異なる走査方向に走査可能にして、所望とする断面位置での超音波画像を得るのに適した超音波プローブを提供することを目的とすると共に、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次元表示でき、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置を提供することを目的とする。

【0012】

図1に示すように超音波画像診断装置1は、本実施例の超音波内視鏡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28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7とを有

10

20

30

40

50

する。

【0013】

超音波内視鏡2は、可撓性を有する細長の挿入部11と、この挿入部11の後端に設けられた操作部12と、この操作部12から延出されたユニバーサルケーブル13及び超音波ケーブル14とを有する。

超音波内視鏡2のユニバーサルケーブル13及び超音波ケーブル14の端部には、それぞれ内視鏡用コネクタ15及び超音波コネクタ16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15は、さらに信号ケーブル17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。

10

【0014】

また、超音波内視鏡2の挿入部11は、先端側から硬質の先端部21と、湾曲自在の湾曲部22と、可撓性を有する細長の可撓部23とからなり、ユーザは、操作部12に設けられた湾曲ノブ24を回動する操作を行うことにより、湾曲部22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11の先端部21には、光学的な観察を行うための照明窓25と、観察窓26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)27の他に、振動子アレイ28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11の後端付近には、挿入部11内に設けられた処置具用チャンネル29と連通する挿入口30が設けてある。

20

【0015】

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15から超音波内視鏡2内に挿通されたライトガイド31(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31の先端面は、先端部21に設けられた照明窓25に固定され、この先端面から照明窓25の前方側に照明光が出射され、この照明光により挿入部11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21には、照明窓25に隣接して観察窓26が設けてあり、この観察窓26には対物レンズ32(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33の受光面が配置され、対物レンズ32による光学像を光電変換する。

30

【0016】

この固体撮像素子33は、挿入部11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33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11の先端部21には、照明窓25及び観察窓26の前方側に2次元的に配置された振動子アレイ28が設けてある。なお、ここでの振動子アレイ28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。

40

【0017】

本実施例では、この振動子アレイ28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、超音波プローブ或いは超音波内視鏡2と、超音波画像診断装置1を実現できるようにしている。なお、超音波プローブに光学的な観察機能を設けたものを超音波内視鏡と呼ぶ。

図2(A)は、2次元的に配置された振動子アレイ28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28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

50

される。各振動子Eは、図2(B)に示すように、振動子本体37と、この振動子本体37の超音波放射面側に積層した音響レンズ38と、この振動子本体37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39とから構成される。

なお、振動子本体37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(駆動パルス)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。

【0018】

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28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21には2次元的に配置された振動子アレイ28と共に、振動子アレイ28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41、42と、これらのマルチプレクサ群41、42の切替を制御する切替制御回路43とが設けてある。

また、先端部21における振動子アレイ28の後端付近に照明窓25、観察窓26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11の先端部21に、2次元的に配列される振動子アレイ28と、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とを設けることにより、挿入部11内等を挿通するのに必要となる信号線44の本数を削減して、挿入部11等が太くなってしまふ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。

【0019】

振動子アレイ28は、これに接続されたマルチプレクサ群41、42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45及び振動子アレイ28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46に接続される。

また、マルチプレクサ群41、42の切替を制御する切替制御回路43は、制御信号線47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48に接続される。

また、受信ブロック46は、さらに信号処理ブロック49と接続され、この信号処理ブロック49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ー7に出力され、モニター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。

【0020】

また、超音波内視鏡2における例えば操作部12には、超音波の走査方向の指示等を行う走査指示スイッチ部50が設けてあり、この走査指示スイッチ部50を構成する走査指示スイッチ50a及び50bを操作することにより、その指示信号は、制御ブロック48に入力され、制御ブロック48は、対応する制御を行う。

例えば、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、送信ブロック45及び受信ブロック46を制御すると共に、切替制御回路43を介してマルチプレクサ群41、42を制御し、振動子アレイ28における振動子Eを挿入部11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50bが操作された場合には、振動子アレイ28における振動子Eが挿入部11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。

【0021】

図4は、振動子アレイ28を駆動すると共に、振動子アレイ28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Eを順次駆動して、挿入部11の軸方向(図4に示すA方向と略記)と、挿入部11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

10

20

30

40

50

にしている。

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41(その構成要素を41a、41b、...、41m)と、B方向の走査用のマルチプレクサ群42(その構成要素を42a、42b、...、41n)とを設けている。

【0022】

マルチプレクサ群41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41aの端子a、b、...、nは、第1列目に沿った振動子E11、E12、...E1n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41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41iの端子a、b、...、nは、第i列目に沿った振動子Ei1、Ei2、...Einとそれぞれ接続され、端子n+1は無接続となっている。

10

一方、マルチプレクサ群42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42aの端子a、b、...、mは、第1行目に沿った振動子E11、E21、...Em1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42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42jの端子a、b、...、mは、第j行目に沿った振動子E1j、E2j、...Emjとそれぞれ接続され、端子m+1は無接続となっている。

【0023】

また、マルチプレクサ41a、41b、...、41mの各共通端子cとマルチプレクサ42a、42b、...、42m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。

20

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51を介して送信ブロック45と受信ブロック46とに接続される。このビームフォーマ51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41及び42は、切替制御回路43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43による切替設定は、超音波観測装置5内の制御ブロック48による制御信号により決定される。

【0024】

そして、共通端子cを介して送信ブロック45と接続される振動子Eには、送信ブロック45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46にて処理される。

30

超音波観測装置5内では、受信ブロック46は、信号処理ブロック49を構成するA/D変換回路53と接続され、受信ブロック46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53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54に一時格納される。メモリ54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)55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56に入力される。このビデオ生成回路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ー7に出力され、モニター7の表示面には超音波断層像が表示される。

40

【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、DSC55を介してビデオ生成回路56に出力され、モニター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。

50

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。

図 6 から図 8 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 次元的に配列されるが、その前に図 5 を参照して振動子アレイ 28 を直交する 2 方向に駆動走査する方法を説明する。

図 5 (A) は、走査指示スイッチ 50 a 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 50 b 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。

【0026】

走査指示スイッチ 50 a 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 をアンイネーブルにする。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。

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 41 a、41 b、41 c、... 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 41 a、41 b、41 c、... 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 E 11, E 21, E 31、... が順次駆動されることになり、A 方向の走査が行われる。

【0027】

第 1 行目の振動子 E 11, E 21, E 31、... 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 41 a、41 b、41 c、... 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 41 a、41 b、41 c、... 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 E 12, E 22, E 32、... 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。

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。

【0028】

一方、走査指示スイッチ 50 b 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 をアンイネーブルにし、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 42 a、42 b、42 c、... の端子 a が (共通端子 c と接続されるように) 選択される。

【0029】

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 41 a、41 b、41 c、... 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 E 11, E 12, E 13、... が順次駆動されることになり、B 方向の走査が行われる。

第 1 列目の振動子 E 11, E 12, E 13、... 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 42 a、42 b、42 c、... 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 42 a、42 b、42 c、... 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 E 21, E 22, E 32、... 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。

【0030】

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。

10

20

30

40

50

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。

また、図4に示すように走査モードの設定を行う走査モード設定部59を設けることにより、この走査モード設定部59により設定した走査モードにより走査させるようにしても良い。図5の説明では、A方向の走査を、B方向に繰り返す2次元走査等により説明したが、例えばA方向の走査の後にB方向に十字状などに走査させるようにしても良い。

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。従って、ユーザは、所望とする走査方向に対応する走査指示スイッチ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、またその超音波エコー情報は超音波観測装置5により信号処理されて超音波断層像や3次元画像を得ることができる。

10

【0031】

また、本実施例では、図3を参照して上述したように振動子アレイ28の近傍にマルチプレクサ群41、42及び切替制御回路43を配置しているため、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2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。

20

図6は、本実施例に挿入部11の先端部に搭載する振動子アレイ28と、その一部を駆動する説明図を示す。図6(A)及び図6(B)は、先端部21に振動子アレイ28を平面に沿って2次元的に配置したものを示し、図6(A)は平面図を示し、図6(B)は側面図を示す。

この場合には、振動子アレイ28が配列された平面と対向する面の超音波画像を得る場合に適する。

【0032】

図7は、振動子アレイ28を、挿入部11の外周面と略相似形状にした先端部21における略円筒面(ないしは断面が楕円となる楕円面)における周方向の一部の領域に2次元的に配置したものを示す。通常のコネクタタイプでは挿入部11の軸方向に凸形状に形成して、1次元配列されたものであるが、図7に示す場合には、挿入部11の軸と直交する周方向に略円筒面形状にして、この円筒面に振動子アレイ28を2次元的に配列した構成にしている。この場合には、周方向に走査することにより、ラジアル走査における一部、つまり扇形状に走査した場合の広範囲の超音波画像が得られる。

30

図8(A)及び図8(B)は、通常のコネクタタイプのもものと図7の構造とを組み合わせたとした振動子アレイ28の配置例を示す。ここで、図8(A)は側面図、図8(B)は斜視図を示し、図8(B)においては先端開口27から穿刺針61を突出した状態にて示している。

【0033】

通常のコネクタタイプの場合には、挿入部11の軸方向に対して図8(A)及び図8(B)に示すように凸レンズ状の曲面が形成され、この曲面に沿って振動子アレイ28が1次元的に配置されるものであるが、図8(A)及び図8(B)に示す場合にはさらに周方向にも凸レンズ状に曲面が形成され、その曲面に沿って振動子アレイ28が配置されている。

40

従って、この構成によれば、周方向に対しても、或いは挿入部の軸方向に走査した場合にも広範囲に走査でき、広範囲の超音波画像が得られる。

また、先端開口27は、先端部21における斜面部に形成されており、この先端開口27から突出(導出)される穿刺針61の先端側は、振動子アレイ28における周方向及び挿入部11の長手方向(軸方向)の走査領域内に存在するように設定されている。

50

【0034】

従って、この構成によれば、先端開口27から突出される穿刺針61の先端側を、振動子アレイ28により、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57により画像処理することにより、穿刺針61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。

図7及び図8においては、振動子アレイ28は曲面に沿って配置されており、この場合には、振動子アレイ28は3次元的な広がりを持って配置されている。

図9は、例えば図8に示した配列の場合において、例えば挿入部11の軸と略直交する周方向に走査した場合のものを挿入部11の軸方向に繰り返した場合に得られる代表的な走査位置A1、A2、A3での扇形状の走査による2次元の断層像データD1、D2、D3を示す。

【0035】

なお、図9における走査方向を入れ替えた場合にも、断面位置は当然に異なるが、略扇形状の2次元の断層像データが得られる。

各走査位置Ak (k = 1 ~ 3)により得られる扇形状の2次元の断層像データは、図4のメモリ54に順次格納し、画像処理回路57により3次元画像の構築処理を行うことにより、図10(A)に示すように3次元画像Vが得られる。この図10(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61の像61aも示している。

また、この図10(A)において、例えば直交する断面Da、Dbを指定することにより、図10(B)や図10(C)に示すように表示させることもできる。

【0036】

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10(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11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次元画像データが得られるので、超音波観測装置5により立体画像の生成処理を行うことにより、図10(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その他の3次元画像が得られ、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61の先端側も同時に表示でき、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。

【0037】

また、本実施例によれば、最初から例えば図10(A)における断面DaやDbの走査方向を指定することにより、腫瘍部分S等を捕らえた断層像を得ることができる。この断層像から、その周辺付近で2次元走査を行えば、図10(A)に示すような3次元画像を得ることができ、関心領域等の検査を行い易い。

つまり、本実施例によれば、挿入部11を細径化できると共に、異なる方向への走査(挿入部11の軸と直交する方向と、挿入部11の軸方向)を自由に行うことができ、かつ各走査方向に対応する断層像が容易に得られ、操作性の良好な超音波内視鏡2を実現できる。なお、光学的な観察手段を設けていない場合においては、操作性の良好な超音波プローブを実現できることになる。

【0038】

特に図7或いは図8のように凸となる曲面に沿って振動子アレイ28を配置した場合には、所望とする関心領域を含むような断層像を得ることが容易にできる。

また、上記のようにラジアル走査とリニア走査とを複合(組み合わせ)した3次元画像を得ることができ、1回の超音波内視鏡検査により、超音波内視鏡検査と穿刺処置も行うことができる。また、本実施例によれば、3次元画像の断面を指定することにより、2次元断層像においてもそれらの位置関係を把握し易いように表示できる。

【実施例2】

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

次に本発明の実施例 2 を図 1 1 ないし図 1 3 を参照して説明する。本実施例は、実施例 1 の目的と共に、さらに穿刺等の処置を複数の（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。

図 1 1 は、実施例 2 を備えた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 において先端開口 2 7 a、2 7 b と連通している。

10

【 0 0 4 0 】

図 1 2 は、この超音波内視鏡 2 B の先端側の構成を示し、チャンネル 2 9 a、2 9 b を挿通した 2 本の穿刺針 6 1、6 2 を先端開口 2 7 a、2 7 b から突出した状態を示す。

そして、この場合における例えば穿刺針 6 1、6 2 に近い側において、図 9 に示すように走査した場合に得られる 3 次元ボリュームデータにより 3 次元画像表示した様子を図 1 3 に示す。

この場合、各穿刺針 6 1 及び 6 2 の像 6 1 a、6 1 b の状態を立体的に把握できると共に、処置対象となる腫瘍部分 S その他の関心領域との位置関係を明確に把握（視認）できるように表示できる。従って、各穿刺針 6 1、6 2 により同時に穿刺して処置することもできる。

20

【 0 0 4 1 】

この場合、2 つの先端開口 2 7 a、2 7 b から突出される処置具（この場合、穿刺針 6 1、6 2）を分離識別することは従来例では困難であったが、本実施例ではそれらを超音波の走査領域内に捕らえて 3 次元的に表示できるので、（超音波 3 次元画像の観察下において）各処置具による処置を一度に行うことができ、術者及び患者の負担を大幅に軽減できる。

【 0 0 4 2 】

なお、図 1 3 において、各穿刺針 6 1 及び 6 2 をそれぞれ含むような断面或いは断面に近い立体画像を表示させるようにしても良い。

30

【 0 0 4 3 】

図 1 4 は変形例を備えた超音波画像診断装置 1 C の概略の構成を示す。この超音波画像診断装置 1 C は、図 3 或いは図 1 1 の超音波画像診断装置 1 或いは 1 B において、超音波内視鏡 2 或いは 2 B の先端部 2 1 にさらにマルチプレクサ 7 1 を設け、このマルチプレクサ 7 1 を切り替えてマルチプレクサ群 4 1、4 2 に送信パルスを供給する。

この場合には、図 3 により概略を示していた信号線 4 4 をグランド線を除くと 1 本に削減できる。このため、挿入部 1 1 を大幅に細径化することができる。なお、ビームをフォーカスする場合には、複数本の信号線 4 4 が同時に必要になるが、その場合においても、ビームをフォーカスするに必要な本数に削減できる。

40

なお、上述した各実施例を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 4 4 】

可撓性を有する挿入部の先端部に振動子を 2 次元的に配置した振動子アレイを設けた超音波プローブ又は超音波内視鏡を体腔内に挿入し、走査指示スイッチにより走査方向の指示操作を行うことにより、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。

【 0 0 4 5 】

[付記] 本発明は以下の内容も含む。

50

1. 請求項 1 において、さらに前記駆動切替手段に対して走査方向の指示操作を行う走査方向指示手段を有する。
2. 請求項 1 において、前記駆動切替手段は、少なくとも 2 つの異なる走査方向に対応してそれぞれ複数のマルチプレクサを備えた第 1 及び第 2 のマルチプレクサ群を有する。
3. 付記 2 において、前記先端部には、さらに前記第 1 及び第 2 のマルチプレクサ群の切替を行う切替制御手段を内蔵する。
4. 請求項 7 において、前記超音波プローブは、処置用に形成された処置具用チャンネルを 2 つ有し、前記処置具用チャンネルの先端開口から突出されるそれぞれの処置具を前記超音波 3 次元画像内に表示可能にした。

【図面の簡単な説明】

10

【0046】

【図 1】本発明の実施例 1 を備えた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】振動子アレイを 2 次元的に配置した先端部を示す図。

【図 7】振動子アレイを 2 次元的な円筒面ないしは曲面状に配置した先端部を示す斜視図。

20

【図 8】振動子アレイを挿入部の軸方向と周方向とにコンベックス状に配置した先端部を示す図。

【図 9】図 8 において周方向に駆動走査することを軸方向に繰り返し駆動走査した場合に得られる断層像を示す図。

【図 10】3 次元の超音波画像と直交する断面位置での 2 つの超音波断層画像を示す図。

【図 11】本発明の実施例 2 を備えた超音波画像診断装置の構成を示す図。

【図 12】超音波プローブの先端部の構成を示す斜視図。

【図 13】超音波 3 次元画像の表示例を示す図。

【図 14】変形例における超音波画像診断装置の概略の構成を示す図。

【符号の説明】

30

【0047】

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 ... CCD

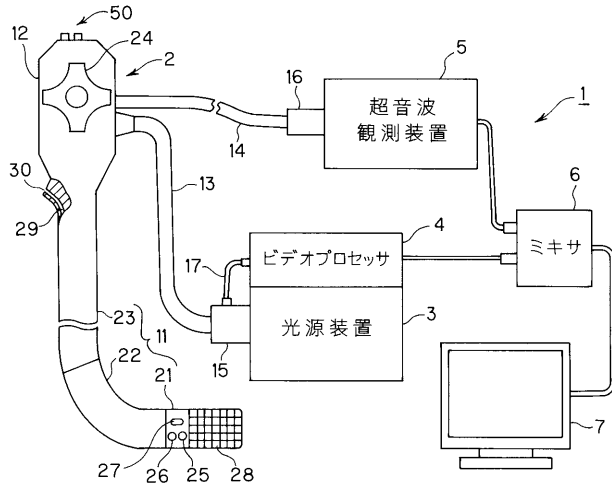
4 1、4 2 ... マルチプレクサ群

40

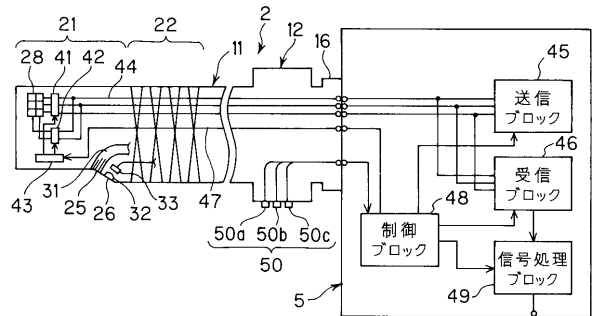
50

- 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 8 ... 表示設定部
 - 6 1、6 2 ... 穿刺針
- 代理人 弁理士 伊藤 進

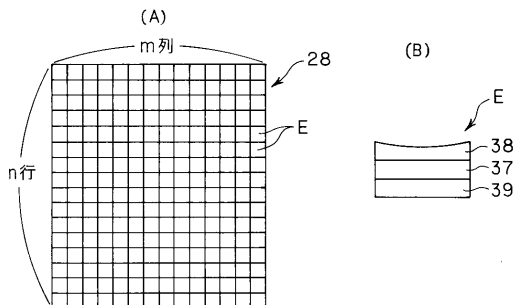
【 図 1 】



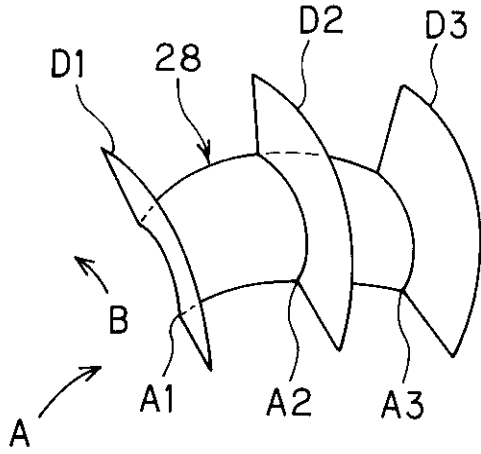
【 図 3 】



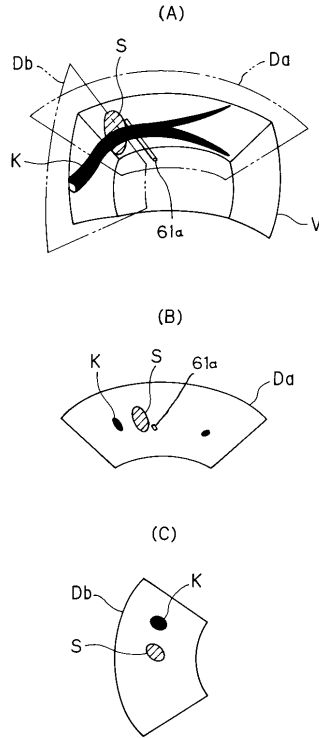
【 図 2 】



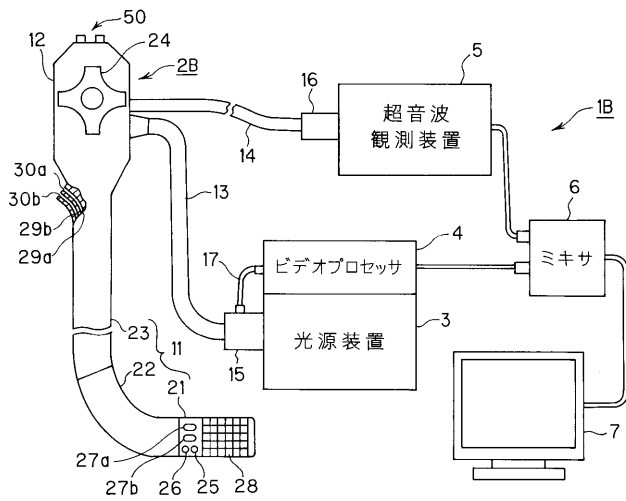
【図9】



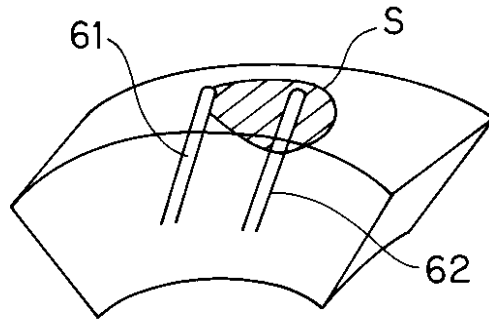
【図10】



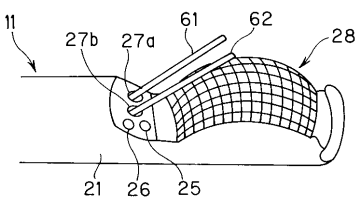
【図11】



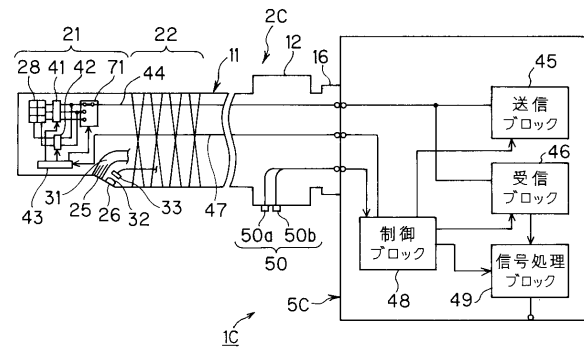
【図13】



【図12】



【図14】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005168766A5	公开(公告)日	2007-02-01
申请号	JP2003412608	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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE05 4C601/EE12 4C601/FE02 4C601/FE09 4C601/GB09 4C601/GB21 4C601/HH01 4C601/KK22		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005168766A		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探测器，该超声波探测器通过减小插入部分的直径并能够沿不同的扫描方向进行扫描，从而适于在期望的截面位置处获取超声图像信息。解决方案：柔性插入部分11的远端部分21设有换能器阵列28，在其中二维地布置了用于发射和接收超声信号的换能器，并执行了换能器阵列28的扫描。通过提供用于将方向切换到正交方向的多路复用器组41、42和用于控制这些多路复用器组41、42的切换的切换控制电路43，可以减少插入到插入部11中的信号线44的数量。通过减少数量，可以减小插入部分11的直径，并且可以操作设置在操作部分12中的扫描指令切换部分50以在不同方向上执行扫描。[选择图]图3