

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4266611号
(P4266611)

(45) 発行日 平成21年5月20日(2009.5.20)

(24) 登録日 平成21年2月27日(2009.2.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2002-300636 (P2002-300636)
 (22) 出願日 平成14年10月15日 (2002.10.15)
 (65) 公開番号 特開2004-135693 (P2004-135693A)
 (43) 公開日 平成16年5月13日 (2004.5.13)
 審査請求日 平成17年8月10日 (2005.8.10)

前置審査

(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43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 御園 和裕
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波プローブ、超音波内視鏡、及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入する際の挿入軸を中心とした円周上の面に複数の振動子をアレー状に配設した第1の振動子群と、

前記第1の振動子群が配設された前記円周上の面の少なくとも一部に、複数の振動子を2次元状に配設した第2の振動子群と、

前記第2の振動子群の前記挿入軸方向後端に隣接して設けられた屈曲部に、複数の振動子を前記挿入軸方向に配設した第3の振動子群と

を備えたことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

体腔内に挿入する際の挿入軸を中心とした円周上の面に複数の振動子をアレー状に配設した第1の振動子群と、

前記第1の振動子群が配設された前記円周上の面の少なくとも一部に、複数の振動子を2次元状に配設した第2の振動子群と、

前記第2の振動子群の前記挿入軸方向後端に隣接して設けられた屈曲部に、複数の振動子を前記挿入軸方向に配設した第3の振動子群と、

前記挿入軸に平行で前記第3の振動子群の超音波放射面と前記第2の振動子群の超音波放射面とを含む走査範囲を横切って内視鏡用処置具類を突出させる鉗子孔とを有する超音波プローブを備えたことを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 3】

10

20

体腔内に挿入する際の挿入軸を中心とした円周上の面に複数の振動子をアレー状に配設した第1の振動子群と、前記第1の振動子群が配設された前記円周上の面の少なくとも一部に、複数の振動子を2次元状に配設した第2の振動子群と、前記第2の振動子群の前記挿入軸方向後端に隣接して設けられた屈曲部に、複数の振動子を前記挿入軸方向に配設した第3の振動子群とを備えた超音波内視鏡と、

前記第1の振動子群を前記円周上の円周方向に走査させるよう前記第1の振動子群を順次選択する第1の振動子群選択手段と、

前記第2の振動子群及び前記第3の振動子群を前記挿入軸に沿った方向にコンベックス走査或いは前記第2の振動子群のそれぞれに対して順次位相選択により前記挿入軸に沿った方向にセクタ走査させるよう選択する第2の振動子群選択手段とを有し、

前記第1の振動子選択手段により前記第1の振動子群を選択して前記挿入軸に直交するラジアル断面画像と、前記第2の振動子群選択手段により前記第2の振動子群と前記第3の振動子群との少なくとも一方を選択して前記ラジアル断面画像に直交するコンベックス断面画像或いはセクタ断面画像とを生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

前記ラジアル断面画像と前記コンベックス断面画像或いは前記セクタ断面画像とを対応させて表示することを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、1本のスコープでラジアル走査とコンベックス走査或いはセクタ走査とが可能な超音波プローブ、超音波内視鏡、及び超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

現在の超音波画像による腫瘍等の病変部の正診率は、100%に至らず、組織を採取して病理にて診断を行う確定診断の要望が高まってきている。この確定診断を行う場合には、正確に組織を採取する必要があり、採取の方法として、超音波画像のBモードガイド下で腫瘍に針を刺し、確実に腫瘍を採取してくる等の方法がある。

【0003】

この場合、確定診断を行うには、以下の手順が必要である。

1. 体内のような管腔内の病変部を診断するには、管腔内全体を走査可能なラジアル走査が適している。従って、術者はラジアル走査用体腔内超音波内視鏡を使用して病変部の診断を行う。

2. 病変部の位置を確認した後、確定診断を行う為には、コンベックス走査用体腔内超音波内視鏡で再度病変部を探す必要があり、コンベックス走査用体腔内超音波内視鏡を再度患者に挿入する。

【0004】

従って、患者は体腔内超音波内視鏡を2回飲む必要があり、患者、術者ともに苦痛を強いることとなる。

【0005】

このような不具合を鑑みて、特開平3-182238号公報には、体腔内用プローブに、ラジアル走査用の振動子群と、コンベックス走査用の振動子群とを、走査方向が交差するよう近接して配置した、バイプレーン用超音波探触子に関する技術が開示されている。この先行技術によれば、探触子を動かすことなく、異なる方向の断面像を観察でき、また、同一方向の2断面像を観察しつつ穿刺孔を使用して穿刺術を行うことができるので、診断の範囲を広げることが可能である。

【0006】

また、米国特許5,103,129号には、バイプレーン振動子をひとつの振動子で構成する技術が提案されている。この先行技術では、十文字の振動子の交差する部分をマトリクス形状にし、他の部分は普通のアレー型とし、一部は直線状に、一部は屈曲させて配置しており、この構成にすることにより、振動子のマトリクス部分はどちらの方向にでも走

査が可能で、バイプレーン走査が可能となっている。

【0007】

【特許文献1】

特開平3-182238号公報

【0008】

【特許文献2】

米国特許5,103,129号

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、ラジアル断面で画像の診断を行う場合には、術者の使い勝手が良いように画像をローテーション（表示画像を走査方向に回転）させる場合が多く、ラジアル画像を回転させてしまうと、特許文献1や特許文献2に開示の技術では、どの位置がコンベックス断面と交差するかわからなくなってしまい、超音波内視鏡を操作する上で操作が困難であるという問題がある。

10

【0010】

すなわち、特許文献1のように、ラジアル走査用振動子とコンベックス走査用振動子とが別体の場合には、ラジアル面とコンベックス面が交差する位置がかなり限定されてしまう。体腔内で診断するには、振動子を粘膜と密接させる必要があるが、バルーンを使用する場合、両方の振動子を密接させる必要があり、操作が困難である。例えば、鉗子孔から針を出し生検する場合、画面が交差する位置は、鉗子孔からかなり離れた位置になり、生検がやりづらい。また、振動子を配置する硬性部が長くなり、術者が操作するにあたり、やりづらい。

20

【0011】

また、特許文献2のように、交差部を共通にしたバイプレーンなる振動子があるが、挿入軸方向には結局長くなってしまい、術者が内視鏡を操作するにあたり、やりづらいことは変わりがない。また、確定診断を行う場合の針の構成は、開示されていない。

【0012】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、ラジアル画像で高精度に病変部を発見し、その病変部を同一のスコープにてコンベックス又はセクタ走査を行い、超音波ガイド下で容易に生検を行い、確定診断することを可能とした超音波プローブ、超音波内視鏡、及び超音波診断装置を提供することを目的としている。

30

【0013】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明による超音波プローブは、体腔内に挿入する際の挿入軸を中心とした円周上の面に複数の振動子をアレー状に配設した第1の振動子群と、前記第1の振動子群が配設された前記円周上の面の少なくとも一部に、複数の振動子を2次元状に配設した第2の振動子群と、前記第2の振動子群の前記挿入軸方向後端に隣接して設けられた屈曲部に、複数の振動子を前記挿入軸方向に配設した第3の振動子群とを備えたことを特徴とする。

【0014】

40

本発明による超音波内視鏡は、体腔内に挿入する際の挿入軸を中心とした円周上の面に複数の振動子をアレー状に配設した第1の振動子群と、前記第1の振動子群が配設された前記円周上の面の少なくとも一部に、複数の振動子を2次元状に配設した第2の振動子群と、前記第2の振動子群の前記挿入軸方向後端に隣接して設けられた屈曲部に、複数の振動子を前記挿入軸方向に配設した第3の振動子群と、前記挿入軸に平行で前記第3の振動子群の超音波放射面と前記第2の振動子群の超音波放射面とを含む走査範囲を横切って内視鏡用処置具類を突出させる鉗子孔とを有する超音波プローブを備えたことを特徴とする。

【0015】

本発明による超音波診断装置は、体腔内に挿入する際の挿入軸を中心とした円周上の面

50

に複数の振動子をアレー状に配設した第1の振動子群と、前記第1の振動子群が配設された前記円周上の面の少なくとも一部に、複数の振動子を2次元状に配設した第2の振動子群と、前記第2の振動子群の前記挿入軸方向後端に隣接して設けられた屈曲部に、複数の振動子を前記挿入軸方向に配設した第3の振動子群とを備えた超音波内視鏡と、前記第1の振動子群を前記円周上の円周方向に走査させるよう前記第1の振動子群を順次選択する第1の振動子群選択手段と、前記第2の振動子群及び前記第3の振動子群を前記挿入軸に沿った方向にコンベックス走査或いは前記第2の振動子群のそれぞれに対して順次位相選択により前記挿入軸に沿った方向にセクタ走査させるよう選択する第2の振動子群選択手段とを有し、前記第1の振動子選択手段により前記第1の振動子群を選択して前記挿入軸に直交するラジアル断面画像と、前記第2の振動子群選択手段により前記第2の振動子群と前記第3の振動子群との少なくとも一方を選択して前記ラジアル断面画像に直交するコンベックス断面画像或いはセクタ断面画像とを生成することを特徴とする。
10

【0016】

その際、超音波診断装置では、ラジアル断面画像とコンベックス断面画像或いはセクタ断面画像とを対応させて表示することが望ましい。

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1～図7は本発明の実施の第1形態に係わり、図1は超音波内視鏡先端の振動子の構成を示す説明図、図2は超音波走査の模式図、図3はラジアル走査の模式図、図4はコンベックス走査の模式図、図5はマトリクスアレー部の詳細を示す説明図、図6は超音波内視鏡を接続する超音波診断装置の構成図、図7は表示形態の説明図である。
20

【0018】

図1に示すように、本実施の形態における超音波内視鏡は、体腔内に挿入される細長のプローブ1の先端硬性部に、プローブ1を体腔内に挿入する際の挿入軸を中心とする円周上の面に配設されたラジアル走査用振動子2と、このラジアル走査用振動子2と交差して挿入軸方向に配設されたコンベックス走査用振動子3とを備えている。

【0019】

ラジアル走査用振動子2は、挿入軸を中心とする円周面上に複数の細長の振動子エレメントを挿入軸と平行にアレー状に配設した第1の振動子群により形成される。また、コンベックス走査用振動子3は、本形態においては、ラジアル走査用振動子2との交差部、すなわちラジアル走査用振動子2が配設される円周上の面の一部に配設される第2の振動子群と、第2の振動子群の前後両端の屈曲部にそれぞれ配設される第3の振動子群とで形成される。
30

【0020】

第2の振動子群は、複数の振動子エレメントを2次元状に配設したマトリクスアレー振動子4を形成し、第3の振動子群は、プローブ1の挿入軸と直交する複数の細長の振動子エレメントを凸状に配設したコンベックス振動子5を形成している。後述するように、マトリクスアレー振動子4は、ラジアル走査とコンベックス走査とを選択的に切換えることにより、ラジアル走査用振動子2の一部として、或いはコンベックス走査用振動子3の一部として機能する。
40

【0021】

また、プローブ1には、コンベックス振動子5が配置される面からプローブ1の外周面にかけての側壁部に、被検体を穿刺するための生検針7や鉗子(図示せず)等の内視鏡用処置具類を突没自在に導出させるための鉗子孔6が開口されている。この鉗子孔6は、挿入軸と略平行にプローブ1内を貫通されており、内視鏡用処置具類をコンベックス走査用振動子3の方向に進退可能としている。すなわち、鉗子孔6から生検針7を突出する場合には、生検針7がコンベックス走査用振動子3の超音波放射面を連続的に横切る配置となる。
50

【0022】

ラジアル走査用振動子2の走査範囲は、図2に超音波音線の模式図で示すように、プローブ1の挿入軸に対して直交するラジアル走査面A1を形成し、全周を走査可能である。また、コンベックス走査用振動子3の走査範囲は、図2に示すように、プローブ1の挿入軸に沿い、コンベックス走査用振動子3の後方に位置する鉗子孔6を含むコンベックス走査面A2を形成する。

【0023】

すなわち、ラジアル走査用振動子2は、円周面上に配置した複数の振動子エレメントにより位相整合しながら、送受信を行い、図3に模式的に示すように、プローブ1の挿入軸に垂直な方向にラジアル音線L1を生成する。また、コンベックス走査用振動子3は、マトリクスアレー振動子4からなるリニアアレー(LA:Linear Array)振動子と、マトリクスアレー振動子4の前後両端のコンベックス(CLA:Convex Linear Array)振動子5とに對し、ラジアル走査用振動子2と同様、複数の振動子エレメントにより位相制御しながら順次送受信を行い、図4に模式的に示すように凸状のコンベックス音線L2を生成する。

10

【0024】

コンベックス音線L2は、鉗子孔6を含む平面上に配置され、鉗子孔6から突出する生検針7は、コンベックス音線L2を順次横切る構成となる。すなわち、複数の振動子エレメントをコンベックス型に配置していることから、超音波音線走査角を開口面より広くすることが可能となる。

【0025】

また、ラジアル走査用振動子2とコンベックス走査用振動子3との交差部に形成されるマトリクスアレー振動子4は、ラジアル走査とコンベックス走査とを選択的に切換えて使用することができる。ここで、図5を用いてラジアル走査とコンベックス走査とについて説明する。

20

【0026】

尚、図5においては、横方向の振動子エレメントの配列はラジアル走査用振動子2の配列を示し、マトリクスアレー振動子4の縦方向の振動子エレメントの配列はコンベックス走査用振動子3の配列を示している。また、マトリクスアレー振動子4は、説明上、8×8のエレメント構成で図示しているが、8×16, 16×32といったように、必ずしも縦横同数のエレメント構成でなくとも良く、また、一般的には、更に多数のエレメントで構成されている。更に、同図においては、コンベックス走査用振動子3の両端の屈曲しているコンベックス振動子5, 5は省略している。

30

【0027】

先ず、ラジアル走査時は、図5の横方向に配列しているラジアル走査用振動子2のエレメントを複数個(例えば、16ヶ程度)同時に送信する。その際、焦点を結ぶために、各エレメントに最適なディレイ量を与える。音線を走査する場合には、順次1エレメントずつ切り替えていくが、その際、送信時のディレイ量を相対的に変化させない。そうすることで、1エレメント間隔のラジアル走査が可能となる。

【0028】

このラジアル走査を行う上で、マトリクスアレー振動子4の部分においては、縦方向に並んだ各エレメントa, b, c, d, e, f, g, *を互いに接続して1列にまとめ、送信する。すなわち、マトリクスアレーの各エレメントa~*を加算・合成して1エレメントとすることで、ラジアル走査用振動子2の1エレメントの大きさとほぼ等しくなり、インピーダンスとしてもほぼ同等となる。次の走査も同様に縦方向のエレメントを全て加算して、送信を行う。

40

【0029】

受信も送信と同様であるが、ダイナミックフォーカスを行う場合には、各エレメントに与えるディレイ量は異なる。また、焦点を近距離に結ぶ場合には、開口が狭いほうが有利であり、受信時の合成エレメント数は、フォーカスポイントにより切り替える。但し、マトリクスアレー部分の合成は、送信時と同様であり、ただ加算すればよい。

【0030】

50

一方、コンベックス走査時は、ラジアル走査用振動子2の場合と動作は同じであるが、マトリクスアレー振動子4のエレメントの選択方法は、横方向に並んだ各エレメントA, B, C, D, E, F, G, *を単純に同時選択し、横方向に1列にまとめて1エレメントとして扱い、送受信を行う。

【0031】

尚、先に、マトリクスアレー振動子4はコンベックス走査用振動子3の一部を構成するものとして説明したが、マトリクスアレー振動子4のマトリクスアレー部分は曲率を持たず、リニア走査を行う。このままでは、走査範囲が狭くなってしまうので、本形態においては、マトリクスアレー部分の両端に屈曲しているコンベックス振動子5, 5を配置し、コンベックス走査範囲を図4に示す如くLAとCLAとを合成した走査範囲とすることで、走査角を広くしている。

10

【0032】

以上のラジアル走査用振動子2及びコンベックス走査用振動子3を備えた超音波内視鏡は、図6に示すような超音波診断装置10に接続される。この超音波診断装置10においては、ラジアル走査用振動子2及びコンベックス走査用振動子3の全てのエレメントは、セレクタ11に接続されている。

【0033】

セレクタ11の制御系統としては、ラジアル走査で使用する振動子エレメントを選択する制御信号を発生する第1の振動子選択部12、コンベックス走査で使用する振動子エレメントを選択する制御信号を発生する第2の振動子選択部13が接続されている。また、セレクタ11の入力系統としては、振動子エレメントに送信電圧を引加するためのトランスマッタ14が接続され、セレクタ11の出力系統として、各振動子エレメントからの信号を增幅するレシーバ15が接続されている。

20

【0034】

レシーバ15の出側側は、A/D変換器16、加算(ADD)回路17を介して、各種信号処理を行うシグナルプロセッサ18に接続され、このシグナルプロセッサ18に、データフォーマットの変換を行うためのデジタルスキャンコンバータ(DSC)19が接続されている。DSC19には、エコー画像や各種情報を表示するディスプレイ20が接続されている。

【0035】

30

また、超音波診断装置10には、装置全体の制御を司るシステムコントローラ21が備えられ、このシステムコントローラ21により、DCS19や、各部へのタイミング信号を発生するタイミング回路(位相制御回路)22が制御される。更に、システムコントローラ21には、ラジアル走査とコンベックス走査との走査方式を選択可能とするための走査方式選択部23が接続されている。

【0036】

すなわち、術者が走査方式選択部23により、ラジアル走査かコンベックス走査かを選択すると、システムコントローラ21からの制御指令により第1の振動子選択部12或いは第2の振動子選択部13から制御信号がセレクタ11に出力され、セレクタ11によりラジアル走査或いはコンベックス走査で使用する振動子エレメントが選択される。

40

【0037】

そして、超音波の送信時には、セレクタ11により選択されたエレメントにトランスマッタ14からの送信電圧が印加される。各エレメントへの送信タイミングは、タイミング回路22により焦点を結ぶように制御される。また、超音波の受信時は、セレクタ11により必要開口(必要エレメント数)に制御され、各エレメントからの受信信号がレシーバ15で増幅されてA/D変換器16に入力される。

【0038】

A/D変換器16では、受信信号をデジタルデータに変換し、加算回路17に出力する。加算回路17はFIFOを備えており、タイミング回路22からのタイミング信号により各FIFOからデータを読み出し、加算する。加算されたデータはメモリに格納され、シ

50

グナルプロセッサ 18 に伝達される。

【 0 0 3 9 】

シグナルプロセッサ 18 では、伝達されたデータに対し、フィルタ、圧縮、検波等の処理を行い、これらの信号処理後、D S C 1 9 により、ラジアルフォーマット、コンベックスフォーマットへ座標変換され、ディスプレイ 2 0 への表示フォーマットに変換される。同時に、システムコントローラ 2 1 により、D S C 1 9 に文字等のキャラクタがオーバーレイされ、ディスプレイ 2 0 の画面に、超音波断層画像と共にオーバーレイされた情報が表示される。

【 0 0 4 0 】

例えば、ラジアル走査選択時に、ラジアル画像とコンベックス画像が交差する音線にマーカー等がオーバーレイされる。また、タイミング回路 2 2 の書き出し位置を変更することにより、ラジアル画像のイメージローテーションを行う場合には、システムコントローラ 2 1 は、マーカ位置がずれないように、タイミング回路 2 2 の書き出し位置の情報により、オーバーレイしているマーカー位置を同様に回転させる。

10

【 0 0 4 1 】

ディスプレイ 2 0 の画面表示は、ラジアル走査時には図 7 (a) に示すような表示形態、コンベックス走査時には図 7 (b) に示すような表示形態となり、ラジアル断面画像とコンベックス断面画像との対応関係が明示される。

【 0 0 4 2 】

図 7 (a) に示すラジアル走査時の表示形態は、360°。全周を走査した例を示しており（勿論、270°、180° でも構わない）、コンベックス断層面がマーカで表示される。前述したように、ラジアル走査とコンベックス走査の交差部は、超音波内視鏡の構成（振動子の構成）により決定されている。従って、振動子エレメントの書き出し位置を決めてあれば、コンベックス断層面は決定され、このようにして決定されたコンベックス断層面をマーカで表示する。

20

【 0 0 4 3 】

目的位置を他の方向に移動したい場合には、イメージローテーション機能を使用する。イメージローテーションは、書き出し位置を変更することにより、画像を回転させることができあり、回転角に同期させて図のコンベックス断層面も同時に回転させる。この場合、超音波内視鏡の構成により生検針 7 の可動範囲は予め既知であるため、図の如く可動範囲を表示することも可能である。そして、超音波内視鏡を回転させ、目的部位をコンベックス断層面にもってきたところで、例えば、コンベックス断面層のマーカをクリックする等の操作を行い、走査方式選択部 2 3 によりラジアル走査からコンベックス走査に切換える。

30

【 0 0 4 4 】

コンベックス走査時は、超音波内視鏡の構成により鉗子孔 6 の位置がコンベックス走査面と一致しているため、図 7 (b) に示すように、超音波画像上で生検針 7 のエコーが確認可能であり、また、鉗子孔 6 の位置がコンベックス走査面と一致しているため、コンベックス断層像にラジアル断層面の位置を表示することが可能である。

【 0 0 4 5 】

40

尚、図 7 (a) , (b) の表示形態は、それぞれが別の画面として表示されるようにしても良く、また、同一画面内で対応させて表示させても良い。

【 0 0 4 6 】

このように、本実施の形態においては、一つの超音波内視鏡でラジアル走査とコンベックス走査とが可能であり、ラジアル走査で体腔内の管腔を高精度に診断し、ラジアル診断中に腫瘍等を発見した場合、ディスプレイに表示されているマーカ位置に腫瘍を位置させることができ、超音波内視鏡の切換え操作だけで、腫瘍のコンベックス画像を容易に確認可能である。また、コンベックス画像上に腫瘍が確認可能であれば、鉗子孔により生検鉗子を突出させ、腫瘍の組織を採取可能である。よって超音波ガイド下で腫瘍を確実に生検することが可能である。

50

【0047】

すなわち、従来のように、超音波内視鏡を2本使用したり、1本でもラジアル画像とコンベックス画像の位置関係が掴めずに超音波内視鏡を何度も動かす必要がなく、操作性を向上して超音波ガイド下での容易な生検による確定診断を可能とすることができる。

【0048】

図8は本発明の実施の第2形態に係わり、(a)は超音波内視鏡のプローブ先端を示す説明図、(b)は超音波走査の模式図である。

【0049】

第2形態は、前述の第1形態に対し、コンベックス走査用振動子3の構成を若干変更し、屈曲しているコンベックス振動子(CLA)5をマトリクスアレー振動子(LA)4の片側のみに配置するものである。すなわち、図8(a)に示すように、屈曲しているコンベックス振動子5を、鉗子孔6に近い部分にのみ配置する。

10

【0050】

これにより、図8(b)に示すように、LAとCLAとの組み合わせによりコンベックス音線を生成し、コンベックス走査時の生検針7の死角を無くしつつ、振動子全体の硬性長を短くすることが可能となる。従って、第1形態の効果に加え、超音波内視鏡の更なる操作性の向上が可能である。

【0051】

図9は本発明の実施の第3形態に係わり、(a)は超音波内視鏡のプローブ先端を示す説明図、(b)は超音波走査の模式図である。

20

【0052】

第3形態は、LAとPA(PHASED ARRAY；フェイズドアレー)との組み合わせにより、超音波画像を生成するものである。すなわち、図9(a)に示すように、第1形態の振動子の構成に対し、マトリクスアレー振動子4の両端のコンベックス振動子5,5を廃止し、ラジアル走査用振動子2が配設される円周上の面に、マトリクスアレー振動子4を設けるのみの構成とする。

【0053】

そして、各振動子エレメントへの送信タイミングを決定するタイミング回路22(図6参照)の制御を走査角度に応じて変更し、マトリクスアレー振動子4をリニア走査すると共に両端側でセクタ走査し、図9(b)に示すように、LAとPAとを合成した走査範囲を得る。この場合、LA部を設けずに、セクタだけで走査することも可能である。

30

【0054】

第3形態の構成では、生検針7の一部が死角になるものの、振動子全体の硬性長を最大限短くすることが可能であり、第1,第2形態よりも超音波内視鏡の操作性を向上することができる。

【0055】

図10は、本発明の実施の第4形態に係わり、(a)は超音波内視鏡のプローブ先端を示す説明図、(b)は超音波走査の模式図である。

【0056】

第4形態は、プローブ1先端の振動子の取付け角度を変更したものである。すなわち、振動子が配設されるプローブ1先端硬性部を、図10(a)に示すようにプローブ1本体に対して所定の角度で鉗子孔6に近づく方向に傾ける、或いは、図10(b)に示すようにプローブ1本体に対して所定の角度で鉗子孔6から離間する方向に傾けることで、生検針7の死角を可能な限り小さくする。

40

【0057】

尚、図10(a)に示す振動子の構成は、第3形態の振動子の構成(図9参照)と同じであるが、第1形態の振動子の構成(図1参照)に対し、振動子をプローブ1本体から傾けるようにしても良い。

【0058】

また、図10(b)に示す振動子の構成は、第2形態の振動子の構成(図8参照)の応用

50

であり、この構成により、生検針 7 の死角をなくしたコンベックス走査範囲とすることができる、また、生検針 7 の角度を最小限にすることができる。これにより、生検針 7 に力を伝達しやすくなり、生検の確立を向上することができる。尚、図 10 (b) に図示した振動子周辺の符号 8 は、バルーンであり、生体 50 に密着させた様子を示す。

【 0 0 5 9 】

第 4 形態では、振動子をプローブ 1 本体から傾けるため、生検針 7 の死角範囲を最小にすることが可能となり、前述の各形態に対して、確定診断の際の操作性をより向上することができる。

【 0 0 6 0 】

図 11 は、本発明の実施の第 5 形態に係わり、マトリクスアレー部の詳細を示す説明図である。 10

【 0 0 6 1 】

第 5 形態は、振動子面にレンズを形成することが困難なマトリクスアレー振動子 4 に対し、位相整合によりレンズ効果を得るものであり、第 1 形態において説明したマトリクスアレー振動子 4 の走査 (図 5 参照) を若干変更する。

【 0 0 6 2 】

すなわち、図 11 において、図面横方向の振動子エレメントはラジアル走査用振動子 2 の配列を示し、また、縦方向の振動子エレメントの配列は、コンベックス走査用振動子 3 としての配列を示しており、ラジアル走査用振動子 2 は、横方向の超音波の収束を位相を制御して行っているが、ラジアル走査用振動子 2 においては、図面向かって縦の方向にはアレーが形成されていないため、振動子面にレンズを形成し、超音波の焦点を所望の点に設定することができる。 20

【 0 0 6 3 】

一方、マトリクスアレー振動子 4 は、ラジアル走査用振動子 2 として、またコンベックス走査用振動子 3 として利用するため、振動子面に固定焦点レンズを形成することは困難である。

【 0 0 6 4 】

従って、ラジアル走査時、マトリクスアレー振動子 4 の部分において縦方向に並んだ各エレメント a , b , c , d , e , f , g , * を合成する際、単純に加算せず、ラジアル走査用振動子 2 の振動子面に形成された固定レンズと同じ効果を実現するため、マトリクスアレー振動子 4 の各エレメントのラインに、ライン遅延 (D L) 回路 2 4 を設置し、位相整合してレンズ効果を得る。位相整合した後は、第 1 形態と同様である。コンベックス走査の場合も同様であり、マトリクスアレー振動子 4 の部分において横方向に並んだ各エレメント A , B , C , D , E , F , G , * のラインに、ライン遅延 (D L) 回路 2 5 を挿入し、位相整合後に合成を行う。 30

【 0 0 6 5 】

これにより、ラジアル走査用振動子 2 とコンベックス走査用振動子 3 との交差部であるマトリクスアレー振動子 4 には、レンズを形成しなくとも、ラジアル走査とコンベックス走査との何れの走査においてもレンズ効果を得ることができる。また、各エレメントのラインに挿入するライン遅延 (D L) 回路 2 4 , 2 5 は、焦点を可変しない為、固定のディレイラインで良く、回路を大規模にする必要がない。 40

【 0 0 6 6 】

図 12 は、本発明の実施の第 6 形態に係わり、超音波内視鏡を接続する超音波診断装置の構成図である。

【 0 0 6 7 】

ラジアル走査用振動子 2 とコンベックス走査用振動子 3 との組み合わせでは、以下の (1) , (2) に示す理由から、構成上、各振動子のエレメント長が異なる場合が多く、一般的には、ラジアル走査用振動子 2 の方が長くなる (図 2 参照) 。

(1) ラジアル走査用振動子は、体内の管腔内全体を見渡すため、感度が必要である。

(2) ラジアル走査用振動子を全周に配置すると、ラジアル走査用振動子の曲率が邪魔に 50

なり、コンベックス走査用振動子のエレメント長を伸ばすことが困難となる。一方、コンベックス走査用振動子のエレメント長を伸ばすと、超音波内視鏡の外形が大きくなる。

【0068】

従って、ラジアル走査用振動子2とコンベックス走査用振動子3とで振動子のエレメント長が異なる場合には、ラジアル像とコンベックス像を切り替えると、同一設定である場合には画像の感度が異なってしまう(図7参照)。

【0069】

このため、第6形態における超音波診断装置10Aでは、第1形態の超音波診断装置10に対し、図12に示すように、走査方式に応じて選択される第1、第2の波形設定部26、27を付加してトランスマッタ14に接続し、レシーバ15をシステムコントローラ21で制御する。

10

【0070】

走査方式選択部23によりラジアル走査が選択された場合には、第1の波形設定部26が選択され、第1の波形設定部26において設定電圧(例えば、150V)の1波の送信波形が生成され、セレクタ11により選択されたエレメントに印加される。そして、受信時には、システムコントローラ21によりレシーバ15が所定の増幅率(例えば、約20dB)に設定される。

【0071】

一方、走査方式選択部23によりコンベックス走査が選択されると、第2の波形設定部27が選択され、第2の波形設定部27で設定電圧の2波の送信波形が生成され、感度がアップされる(周波数は低下する)。受信時には、システムコントローラ21により、レシーバ15の増幅率がラジアル走査時の増幅率よりもアップされ(例えば、26dB)、また周波数が低域にシフトされる。

20

【0072】

このように、送信波数、増幅率、周波数を可変することにより、振動子開口面積の差異を補う。尚、送信電圧を可変させる手段を付加しても良い。

【0073】

第6形態では、ラジアル画像とコンベックス画像の診断装置側の設定値を独立に持つことが可能であり、両画像においてゲイン差が生じても、診断装置側の設定によってゲイン差を少なくすることができ、ラジアル走査とコンベックス走査との切換え時に、画像の劣化を防止することができ、確定診断の向上に繋げることができる。

30

【0074】

【付記】

1. 体腔内に挿入可能で複数のアレー状超音波振動子を、挿入軸を中心とした円周上に配列し被検体に対し超音波を送受信する第一の振動子群と、

前記円周上の面の少なくとも一部に2次元状に配列した第2の振動子群と、

挿入軸に対し、第2の振動子群と同じ方向に、鉗子を挿通可能な鉗子孔を有することを特徴とする体腔内用超音波内視鏡。

【0075】

2. 上記体腔内用超音波内視鏡の第一の振動子群により、振動素子群を順次選択し円周方向に走査可能な第一の振動子群選択手段と、

40

上記第2の振動子群により、振動子群を順次選択し、挿入軸方向にコンベックス走査可能な又は、上記振動子群の位相を選択し、挿入軸方向にセクタ走査可能な第2の選択手段及び位相制御手段とにより、挿入軸方向に直交する方向のラジアル断面と前記ラジアル断面に直行するコンベックス又はセクタ断面とを描出可能で、前記描出断面と前記鉗子孔が同一軸上にある体腔内用超音波診断装置。

【0076】

3. 上記ラジアル画像上に、上記コンベックス又はセクタ断面位置を表示可能としたことを特徴とする付記2記載の体腔内用超音波診断装置。

【0077】

50

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、ラジアル画像で高精度に病変部を発見し、その病変部を同一のスコープにてコンベックス又はセクタ走査を行い、超音波ガイド下で容易に生検を行い、確定診断することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の第1形態に係わり、超音波内視鏡先端の振動子の構成を示す説明図

【図2】同上、超音波走査の模式図

【図3】同上、ラジアル走査の模式図

【図4】同上、コンベックス走査の模式図

10

【図5】同上、マトリクスアレー部の詳細を示す説明図

【図6】同上、超音波内視鏡を接続する超音波診断装置の構成図

【図7】同上、表示形態の説明図

【図8】本発明の実施の第2形態に係わり、(a)は超音波内視鏡のプローブ先端を示す説明図、(b)は超音波走査の模式図

【図9】本発明の実施の第3形態に係わり、(a)は超音波内視鏡のプローブ先端を示す説明図、(b)は超音波走査の模式図

【図10】本発明の実施の第4形態に係わり、(a)は超音波内視鏡のプローブ先端を示す説明図、(b)は超音波走査の模式図

20

【図11】本発明の実施の第5形態に係わり、マトリクスアレー部の詳細を示す説明図

【図12】本発明の実施の第6形態に係わり、超音波内視鏡を接続する超音波診断装置の構成図

【符号の説明】

1 プローブ

2 ラジアル走査用振動子

3 コンベックス走査用振動子

4 マトリクスアレー振動子

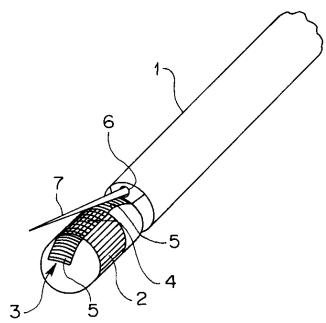
6 鉗子孔

7 生検針

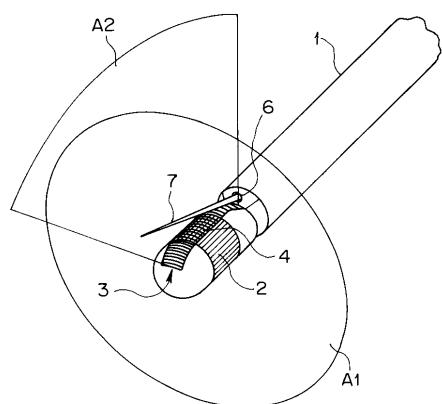
10, 10A 超音波診断装置

30

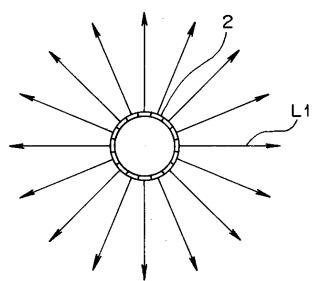
【図1】



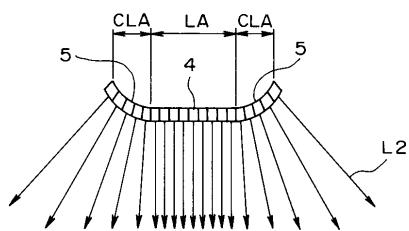
【図2】



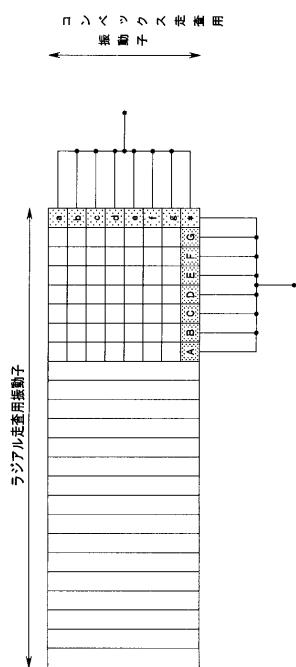
【図3】



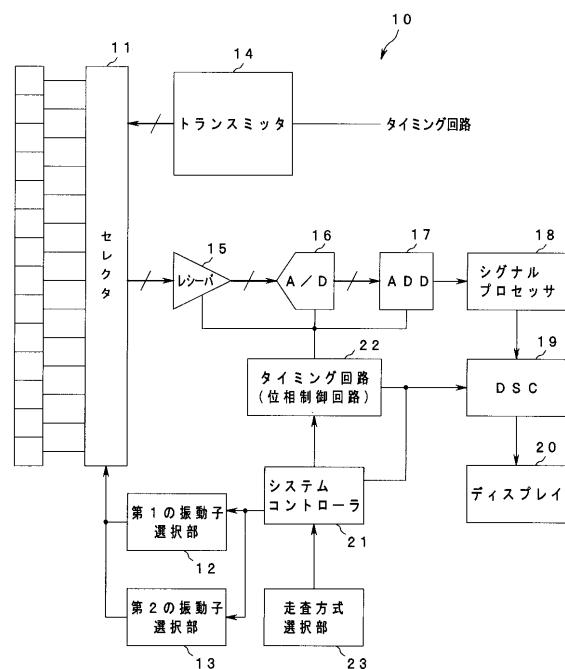
【図4】



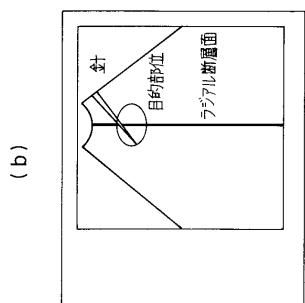
【図5】



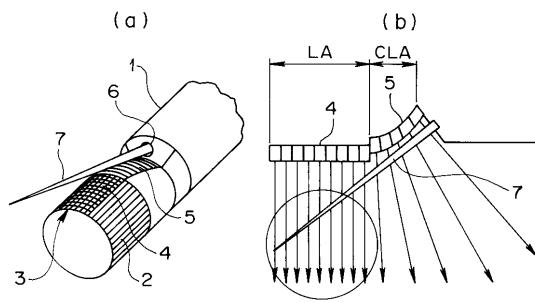
【図6】



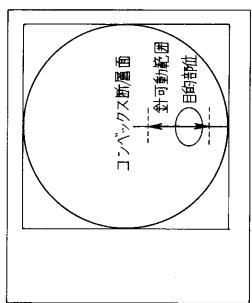
【図7】



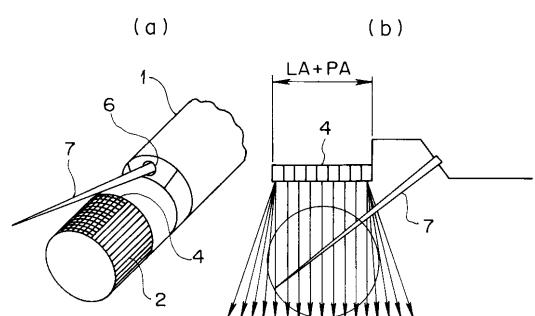
【図8】



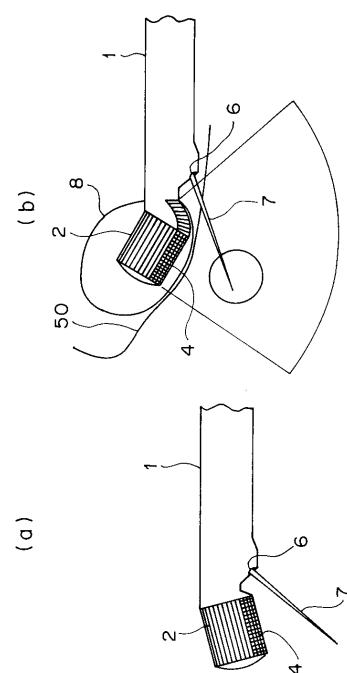
(a)



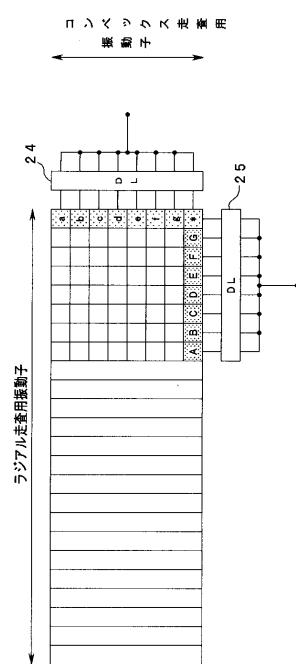
【図9】



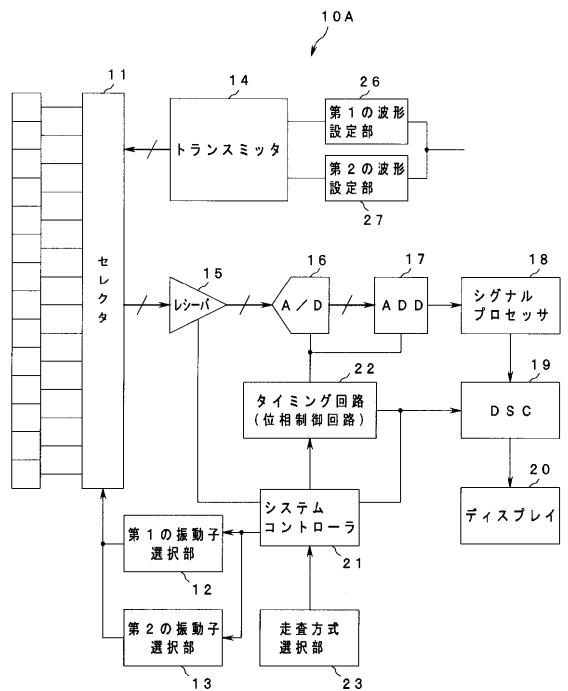
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平03-182238(JP, A)
米国特許第05103129(US, A)
特開平02-102643(JP, A)
特開平03-168133(JP, A)
特開平03-292943(JP, A)
特開昭62-227327(JP, A)
実開平05-033708(JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

专利名称(译)	超声波探头，超声波内窥镜和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP4266611B2	公开(公告)日	2009-05-20
申请号	JP2002300636	申请日	2002-10-15
[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	御園和裕		
发明人	御園 和裕		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/BB02 4C301/BB03 4C301/BB22 4C301/EE13 4C301/FF01 4C301/FF04 4C301/FF19 4C601 /BB05 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE09 4C601/FF03 4C601/FF05		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004135693A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了在径向图像中检测高精度的病变部位，在相同的范围内进行凸面或扇形扫描，在相同的范围内，在超声引导下轻松进行活检，并做出明确的诊断到。解决方案：径向扫描换能器2在以插入轴为中心的圆周表面上设置在探头1的远端刚性部分上，并且径向扫描换能器2在插入轴的方向上与径向扫描换能器2交叉并且布置凸形扫描换能器3，并且在径向扫描换能器2和凸形扫描换能器3之间的交叉处形成的矩阵阵列换能器4被选择为径向扫描和凸出扫描。以这种方式，可以在掌握径向图像和凸起图像之间的位置关系的同时在超声波引导下执行简单的活组织检查，从而可以进行明确的诊断。.The

【図6】

