

(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2007-82733

(P2007-82733A)

(43) 公開日 平成19年4月5日(2007.4.5)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
H O 4 R 17/00 (2006.01)	H O 4 R 17/00 3 3 2 B	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2005-274853 (P2005-274853)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成17年9月22日 (2005.9.22)		
		(74) 代理人	100089749
			弁理士 影井 俊次
		(72) 発明者	河野 慎一
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
			フジノン株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE12 GB06 GB50 GC02 5D019 BB17 FF04 GG03

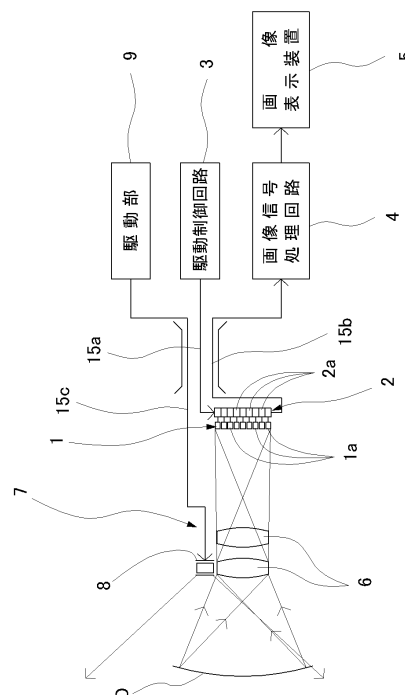
(54) 【発明の名称】 音像イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波振動子アレイを構成する超音波振動子の数を多くしても、超音波トランスデューサから引き出される配線の数少なく、ケーブルを細径化する。

【解決手段】 圧電素子アレイ1における各圧電素子1aは電荷結合素子2を構成する各電荷蓄積部2aと電気的に接続され、かつ圧電素子アレイ1には音響レンズ6が装着されており、超音波出射部8と駆動部9とからなる超音波送信手段7が設けられ、駆動部9からの駆動信号に基づいて超音波を出射させ、音響インピーダンスの差がある部位での反射エコーが圧電素子アレイ1に入射され、電荷結合素子2の電荷蓄積部2aに蓄積された信号電荷は転送部に転送されて、この転送部からケーブル14を介して画像信号が画像信号処理回路4に出力される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の圧電素子を二次元的に配列した圧電素子アレイと、
音源物体から発生し、または音響インピーダンスの差がある境界部に反射した音の像をこの圧電素子アレイ上に結像させる音響レンズと、
前記圧電素子アレイを構成する各々の圧電素子にそれぞれ電荷蓄積部を電氣的に接続させた電荷結合素子と、
この電荷結合素子により取得した信号を画像化処理する信号処理手段と
から構成したことを特徴とする音像イメージング装置。

【請求項 2】

前記境界部に音を反射させるために、超音波を送信する超音波送信手段を備える構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の音像イメージング装置。

【請求項 3】

前記音響レンズと前記圧電素子アレイとは、間に超音波伝達媒体を介して組み込み、かつこの圧電素子アレイを前記固体撮像手段に各圧電素子と各電荷蓄積部とを電氣的に接続するようにして搭載することによって超音波画像生成手段となし、この超音波画像生成手段と、超音波送信手段とを挿入部の先端に装着する構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の音像イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者の体内組織に関する情報等を取得するために用いられる音像イメージング装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

被検者の体内に挿入して検査や診断を行うための装置として、内視鏡及び超音波診断装置がある。内視鏡は、体内に挿入される挿入部を備えており、この挿入部の先端には照明部と観察部とからなる内視鏡観察手段が設けられている。従って、挿入部を体内に挿入し、照明部からの照明光により体腔内を照明することによって、観察部による体内画像が取得できる。

【0003】

また、超音波診断装置は、超音波トランスデューサを有し、この超音波トランスデューサから体内に向けて超音波パルスを送信し、体内組織の断層部からの反射エコーを受信して、所定の信号処理を行うことによって、超音波画像を構築するものである。この超音波の送受信は体外皮から行う場合と、体内に挿入して体内壁から超音波の送受信を行う構成としたものも使用されている。体内に挿入する場合には、内視鏡と同様、体内への挿入部を備えるが、この挿入部は単独若しくは内視鏡その他の装置をガイド手段として体内に挿入されることになる。

【0004】

所定の範囲にわたって超音波画像を構築するためには、超音波トランスデューサにより超音波走査を行うが、走査方式としては機械走査式と電子走査式とがある。電子走査式の超音波トランスデューサは、例えば特許文献 1 に開示されているように、多数の超音波振動子をライン状または平面状に配列することにより超音波振動子アレイを構成する。これら各超音波振動子はそれぞれ個別的に駆動されるか、また同時にまたは所定の時間差をもって複数の超音波振動子が駆動されることになる。従って、電子走査を行う超音波トランスデューサを構成する各超音波振動子には個別的に配線を接続され、かつそれぞれに遅延回路が接続される。

【特許文献 1】特開 2002 - 238906 号公報

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、前述したように、超音波トランスデューサの超音波振動子アレイを構成する各超音波振動子に配線を接続すると、多数の配線が必要となり、この超音波トランスデューサを作動させることによって取得される超音波画像の解像度を向上させるためには、極めて多くの超音波振動子を配列しなければならない、このために超音波トランスデューサに接続される配線の数は膨大なものになってしまう。これらの配線はケーブルとして1本化されるが、配線数が多くなれば、それだけケーブルが太径化する。体外皮から超音波走査を行う超音波診断装置では、ケーブルが太くなっても、このケーブルが極端に太くならない限り、操作する上で格別差し支えはない。しかしながら、体内に挿入される挿入部の先端に超音波トランスデューサを設けるように構成した体内挿入型の超音波診断装置にあっては、ケーブルが太径化すると、挿入部の挿入操作の操作性が悪くなるだけでなく、被検者に苦痛を与えることになり、またケーブルが甚だしく太径化すると、体内に挿入することができなくなる可能性もある。従って、挿入部に装着される超音波トランスデューサにあっては、超音波振動子アレイを構成する超音波振動子の数には限度があり、超音波画像の解像度をある程度犠牲にしなければならないことがある。

10

【0006】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、超音波振動子アレイを構成する超音波振動子の数を多くしても、超音波トランスデューサから引き出される配線の数が少なく、ケーブルを細径化できるようにすることにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

前述した目的を達成するために、本発明は、複数の圧電素子を二次元的に配列した圧電素子アレイと、音源物体から発生し、または音響インピーダンスの差がある境界部に反射した音の像をこの圧電素子アレイ上に結像させる音響レンズと、前記圧電素子アレイを構成する各々の圧電素子にそれぞれ電荷蓄積部を電氣的に接続させた電荷結合素子と、この電荷結合素子により取得した信号を画像化处理する信号処理手段とから構成したことをその特徴とするものである。

【0008】

圧電素子アレイを構成する各圧電素子は、音像を形成する対象物体で発生する音波を受信して電気信号に変換する。この電気信号は電荷結合素子に取り込まれて信号処理手段に転送される。ここで、電荷結合素子はテレビカメラ等の撮像手段を構成する固体撮像素子と同様の構成であって、各々の電荷蓄積部を圧電素子と同様に二次元的に配列したものであり、電荷蓄積部は、画像化处理する際における各画素を構成するものである。そして、電荷蓄積部には転送部が接続されており、この転送部による転送方式はフレーム転送方式やインターライン転送方式があるが、いずれの転送方式も採用可能である。電荷結合素子に駆動信号を供給し、固体撮像素子からの信号電荷を読み出すのに必要な数の配線が接続されるが、圧電素子アレイを構成する圧電素子の数を多くしても、格別配線数が増えることはない。

30

【0009】

圧電素子アレイは受信専用のものであり、この圧電素子アレイに向けて音波を送信させる必要がある。物体に音源があれば、この音源から発生する音を圧電素子アレイで受信させて、音像を取得することもできるが、検出対象となる物体に音源が存在しない場合には、超音波送信手段を設けるようにする。この超音波送信手段から間欠的または連続的に音を発生させて、体内における音響インピーダンスの差がある組織等の境界部からの反射エコーを圧電素子アレイで受信させるように構成する。圧電素子アレイには音響レンズが装着されているので、反射エコーがこの音響レンズを介して圧電素子アレイに入射されることによって、所定の位置の音像が圧電素子アレイ上に結像される。ここで、電荷結合素子に掃き出しパルスを入力して蓄積された電荷を信号処理手段には伝送されずに掃き出すように制御することができるように構成することもできる。このように、電荷蓄積及び掃き

40

50

出しのタイミングを設定することによって、つまり電荷蓄積・掃き出し制御を行う構成とすることによって、所望の位置での音像が取得される。この音像は体内におけるある深さ位置での圧電素子アレイと概略平行な超音波断層像が得られることになる。

【発明の効果】

【0010】

所定範囲にわたって超音波電子走査を行うに当って、遅延回路を必要とすることがなく、また超音波画像生成手段から引き出される配線数は、固体撮像素子を駆動するのに必要な本数だけであり、超音波画像の解像度を向上させるために、圧電素子アレイを構成する圧電素子の数を増やしたとしても、超音波画像生成手段に接続されるケーブルを細径化することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面に基づいて本発明の実施の一形態について説明する。まず、図1に音像イメージング装置の概略構成を示す。図中において、1は圧電素子アレイを示し、この圧電素子アレイ1は多数の圧電素子1aをXY方向（縦横）に多数配列した二次元平面構造のものである。この圧電素子アレイ1は電荷結合素子2に接続されている。電荷結合素子2は、多数の電荷蓄積部2aと転送部（図示せず）とから構成され、各々の電荷蓄積部2aに蓄積された信号電荷は転送部に転送されて、この転送部から画像信号として取り出されることになる。従って、圧電素子アレイ1における各圧電素子1aは電荷結合素子2を構成する各電荷蓄積部2aと電氣的に接続されている。ここで、電荷結合素子2を構成する各電荷蓄積部2aに蓄積される信号電荷は、各圧電素子1aにより受信された反射エコーの音圧レベルに関する信号に基づくものであり、この反射エコー信号が圧電素子1aからそれぞれ対応する電荷蓄積部2aに伝送される。

20

【0012】

電荷結合素子2には駆動制御回路3が接続されており、また超音波画像信号処理回路4が接続されている。駆動制御回路3からは電荷結合素子2に駆動制御信号が入力されるようになっている。この駆動制御信号としては、電荷蓄積部2aから転送部への転送信号及び蓄積された電荷の掃き出し信号、水平転送部からの転送信号等が含まれる。そして、この電荷結合素子2から伝送される画像信号は超音波画像信号処理回路4に伝送され、この超音波画像信号処理回路4によって信号処理が行われて画像化され、これが超音波画像として画像表示装置5に表示されることになる。

30

【0013】

また、圧電素子アレイ1の電荷結合素子2の装着側とは反対側の面、つまり超音波反射エコーの受信面には音響レンズ6が対向配設されており、この音響レンズ6により体内における所定の深さ位置の音像が圧電素子アレイ1上に結像される。

【0014】

さらに、7は超音波送信手段であって、この超音波送信手段7は超音波出射部8と駆動部9とから構成される。超音波出射部8は、例えば圧電素子からなり、その駆動部9からの駆動信号に基づいて超音波を出射させるものである。ここで、駆動部9では超音波出射部8から超音波を間欠的に、または連続波として出射するように制御されるようになっている。従って、超音波送信手段7から送信された超音波送信信号は体内に向けて送信されて、体内に拡散しながら伝播することになる。そして、体内組織の断層部で、つまり音響インピーダンスの差がある部位で反射エコーが発生し、この反射エコーが圧電素子アレイ1に入射される。この圧電素子アレイ1の入射面には音響レンズ6が設けられているので、この音響レンズ6により体内における所定の深さ位置の組織断面情報が得られる。

40

【0015】

音像イメージング装置は以上のように構成されるが、この音像イメージング装置は被検者の体内に挿入されて、体内組織に関する情報を取得するための体内挿入型の超音波診断装置として用いられる。このために、図2に示したように、少なくとも超音波送信手段を構成する超音波出射部8と、音響レンズ6及び圧電素子アレイ1と電荷結合素子2とから

50

なる超音波画像生成手段10とが被検者の体腔内に挿入される挿入部11に装着される。超音波画像生成手段10は、音響レンズ6を装着したレンズ鏡筒12を有し、圧電素子アレイ1及び電荷結合素子2は挿入部11の軸線方向に設けられている。従って、音響レンズ6から入射される音響は圧電素子アレイ1に結像されることになる。また、レンズ鏡筒12の内部において、2枚構成からなる音響レンズ6の間の空間及び圧電素子アレイ1までの空間には、例えば流動パラフィン等の超音波伝達媒体が封入されており、これにより体内からの反射エコー信号が圧電素子アレイ1により受信されるまでの間に、この信号が減衰するのを抑制している。ここで、圧電素子アレイ1と電荷結合素子2とからなるユニットは、図3に示したように、挿入部11の軸線方向に配置することもできる。この場合には、音響レンズ6から入射された音響に関する信号はレンズ鏡筒12の端部に設けられた反射面13に反射した後に電荷結合素子2に取り込まれることになる。

10

【0016】

超音波出射部8に駆動信号を入力する駆動部9と、電荷結合素子2に駆動用の信号を送信し、かつこの電荷結合素子2からの信号を読み取って超音波画像信号を生成する超音波画像信号処理回路4等は被検者の体外に位置させている。従って、挿入部11にはケーブル14が挿通されて、このケーブル14により信号の授受が行われる。

【0017】

ここで、画像表示手段に表示される超音波画像の解像度を高くするには、圧電素子アレイ1を構成する圧電素子1aの配列数を多くする必要がある。この圧電素子アレイ1を構成する各圧電素子1aから直接配線を引き出しておらず、各々の圧電素子1aは電荷結合素子2における電荷蓄積部2aに接続されている。そして、図1から明らかなように、電荷結合素子2にその駆動に必要な数の配線15aが接続され、またこの電荷結合素子2からの出力信号を伝送する配線15bと、超音波送信手段7を構成する超音波出射部8と駆動部9との間の配線15cが設けられている。これら配線15a~15cがケーブル14を構成する。

20

【0018】

従って、圧電素子アレイ1は基本的には電子走査が行われるものであるが、通常の電子走査のように圧電素子アレイ1から超音波を送信するのではないので、圧電素子アレイ1を構成する個々の圧電素子1aに遅延回路等を接続する必要はなく、電荷結合素子2の電荷蓄積部2aに直結させており、その構成が簡略化する。また、超音波画像の画質向上のために、圧電素子アレイ1を構成する圧電素子1aの数を増やしても、ケーブル14は格別太径化することがなく、挿入部11の細径化が可能となる。このために、被検者の体腔に挿入部11を挿入する操作が容易になり、また被検者の苦痛の軽減が図られる。

30

【0019】

体内挿入型の超音波診断装置として構成される画像イメージング装置を用いることによって、図4に示した手順により体内の所定の深さ位置における超音波断層像を取得することができる。即ち、超音波送信手段7の超音波出射部8から超音波パルスを送信する被検者の体内に向けて送信し(ステップ1)、このようにして体内に向けて送信された超音波は、体内組織における音響インピーダンスの差がある部位から反射して、この反射エコーが圧電素子アレイ1を構成する各圧電素子1aに受信されて電圧が発生する。これによって、電荷結合素子2における各圧電素子1aに接続した電荷蓄積部2aには電荷が蓄積される。

40

【0020】

そして、所定の時間が経過したときに、駆動制御回路3から電荷結合素子2に掃き出しパルスを送信する(ステップ2)。これによって、一度電荷結合素子2に蓄積された信号電荷はドレンに排出される。その後、圧電素子アレイ1における各圧電素子1aに体内組織断層部からの反射エコーが受信されて、この反射エコーの大きさに応じた電気信号が得られる。この信号は電荷結合素子2における各電荷蓄積部2aに蓄積される。このように、掃き出し制御信号を電荷結合素子2に印加することによって、体内組織の情報が取得される断層面の位置が設定される。

【0021】

50

その後、所定時間が経過すると、電荷結合素子 2 に転送制御信号が入力される（ステップ 3）。その結果、電荷結合素子 2 の各電荷蓄積部 2 a に蓄積された信号電荷が水平転送部に転送され（ステップ 4）、さらにこの水平転送部からの信号が読み出されて、超音波画像信号処理回路 4 に伝送される。ここで、電荷結合素子 2 における掃き出しパルスを印加した後、転送信号が入力されるまでの間のタイミングを設定することによって、体内における観察しようとする厚みが制御される。この間の時間間隔を短くすると、その分だけ距離分解能が高くなるが、ダイナミックレンジが低下する。一方、掃き出しパルスを印加してから転送信号が入力されるまでの時間を長くすると、距離分解能が低下するが、信号の S/N 比が高くなる。

【0022】

超音波画像信号処理回路 4 に取り込まれた電荷結合素子 2 からの出力信号は、信号増幅（ステップ 5）され、電圧値に応じて輝度信号に変換され（ステップ 6）、さらに超音波画像を生成するのに必要な信号処理が行われて、画像表示装置 5 に超音波断層像が表示されることになる（ステップ 7）。このようにして画像表示装置 5 に表示された超音波画像は音響レンズ 6 から距離 D（図 1 参照）の位置における組織断層像である。この距離 D は、超音波パルスを送信した時から信号電荷の読み込みを開始するまでの時間に依存する。

【0023】

以上の動作を 1 つのサイクルとして、これを繰り返すことによって、画像表示装置 5 における表示画像が更新される。なお、この超音波画像を取得するための動作サイクルは電荷結合素子 2 の画像生成時におけるビデオレートに同期させることが望ましい。

【0024】

超音波送信手段 7 の超音波出射部 8 からは超音波パルスを送信する構成としたが、連続波の超音波を送信するようにしても良い。このように、連続波の超音波を送信すると、視野方向、つまり体内の深さ方向において重畳した信号が受信されることになるが、音響レンズ 6 は所定の焦点距離を有するものであることから、この音響レンズ 6 の焦点位置及びその近傍からの反射エコーが最も強くなるので、信号処理によっては音響レンズ 6 の焦点位置のおおまかな断層像が圧電素子アレイ 1 に結像されることになる。従って、連続波の超音波を送信することによっても、この音響レンズ 6 の焦点位置を中心とした音像を取得することができる。そして、この超音波の受信から信号の転送に至る動作サイクルを繰り返し行くと、体内における所定の深さ位置での臓器や血管等の動作をモニタリングすることができる。

【0025】

また、例えば経静脈性超音波造影剤を被検者の末端静脈から注入することによって、血液の流れを検出することもでき、カラードップラ法と比較して、より広い空間的分解能が得られる。ここで、経静脈性超音波造影剤は、内部に空気が封入されたマイクロバブルからなり、多数のマイクロバブルを血流内に注入して、超音波が送信されている領域を通過させるようにすると、超音波はこのマイクロバブルにより反射エコーが生じることになる。血液及び体内組織と、マイクロバブルの内部の空気との間の音響インピーダンスの差は極めて顕著である。従って、極めて高い反射エコーの音響エネルギーが得られることから、より鮮明な血流に関する情報を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図 1】本発明の実施の一形態を示す音像イメージング装置の構成説明図である。

【図 2】図 1 の音像イメージング装置を体腔内挿入型の超音波診断装置として構成した場合の挿入部における先端部分の構成説明図である。

【図 3】圧電素子アレイと電荷結合素子とからなるユニットを挿入部の軸線方向に配置した構造の音像イメージング装置の構成説明図である。

【図 4】図 1 の音像イメージング装置により体内における超音波断層像を取得する手順を示すフローチャート図である。

【符号の説明】

10

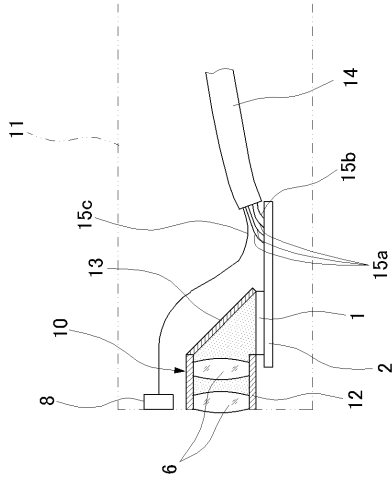
20

30

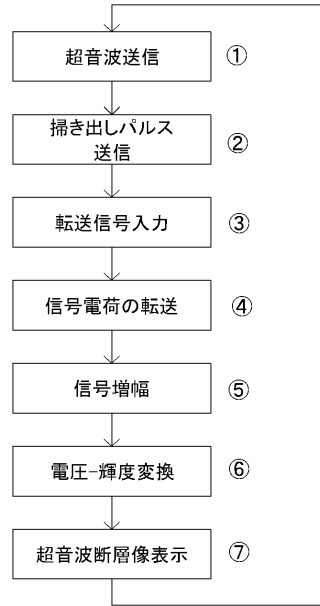
40

50

【 図 3 】



【 図 4 】



专利名称(译)	声像成像装置		
公开(公告)号	JP2007082733A	公开(公告)日	2007-04-05
申请号	JP2005274853	申请日	2005-09-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	河野慎一		
发明人	河野 慎一		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/GB06 4C601/GB50 4C601/GC02 5D019/BB17 5D019/FF04 5D019/GG03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使增加构成超声换能器阵列的超声换能器的数量，也要通过减少从超声换能器引出的布线的数量来减小电缆的直径。
 SOLUTION：压电元件阵列1中的每个压电元件1a与构成电荷耦合元件2的每个电荷累积部分2a电连接，并且声透镜6连接到压电元件阵列1上。设置有包括声波发射单元8和驱动单元9的超声波发射单元7，并且基于来自驱动单元9的驱动信号发射超声波，并且在声阻抗差的部分处的反射回波是压电元件。入射到阵列1上并存储在电荷耦合器件2的电荷存储单元2a中的信号电荷被传输到传输单元，并且图像信号经由电缆14从传输单元输出到图像信号处理电路4。 [选型图]图1

