

(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2008-22887

(P2008-22887A)

(43) 公開日 平成20年2月7日(2008.2.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-195377 (P2006-195377)
(22) 出願日 平成18年7月18日 (2006.7.18)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 瀬戸 康宏
神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地
富士写真フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB07 BB08 BB21 BB22
BB23 BB24 EE01 EE04 FE02
GB07 GB08 HH01 HH04 HH22
HH29 HH31 JB10

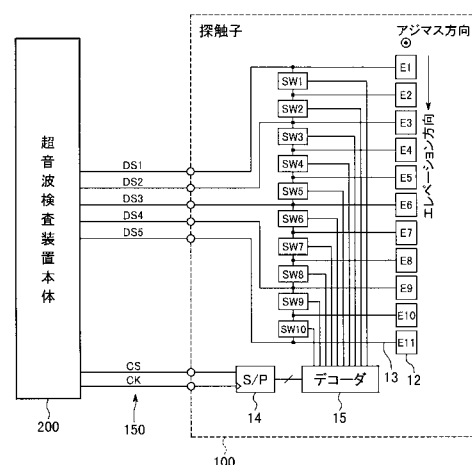
(54) 【発明の名称】 超音波検査装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】探触子と超音波検査装置本体とを接続する配線数を削減でき、且つ、超音波ビームを偏向させた場合においてもサイドローブを抑制できる超音波検査装置を提供する。

【解決手段】各々に複数の超音波トランスデューサが1次元に配列されている複数の素子列を互いに平行に並べることにより形成された多列アレイと、該多列アレイの各行において、それぞれ隣接する2つの素子間の電気的な接続を開閉することにより、複数の素子群を形成する複数のスイッチSW1～SW10とを有する探触子100と、超音波ビームの送受信方向に応じて、上記複数のスイッチの開閉を制御するシステム制御部と、複数の素子群にそれぞれ供給される複数の駆動信号を生成する駆動信号生成部と、複数の素子群からそれぞれ出力される複数の受信信号を処理して画像信号を生成するプリアンプ～ビームプロセッサを含む。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

各々に複数の超音波トランスデューサが１次元に配列されている複数の素子列を互いに平行に並べることにより形成された多列アレイと、前記多列アレイの各行において、それぞれ隣接する２つの素子間の電気的な接続を開閉することにより、複数の素子群を形成する複数のスイッチとを有する探触子と、

超音波ビームの送受信方向に応じて、前記複数のスイッチの開閉を制御する制御手段と

、
前記複数の素子群にそれぞれ供給される複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と

10

、
前記複数の素子群からそれぞれ出力される複数の受信信号を処理して画像信号を生成する信号処理手段と、

を具備する超音波検査装置。

【請求項 2】

前記制御手段が、超音波ビームの送受信方向に応じて、前記駆動信号生成手段によって生成される駆動信号の特性、及び／又は、前記信号処理手段における受信信号の特性を変化させるように、前記駆動信号生成手段及び／又は前記信号処理手段を制御する、請求項 1 記載の超音波検査装置。

【請求項 3】

前記探触子が、内視鏡観察に用いられる照明手段及び撮像手段をさらに有する、請求項 1 又は 2 記載の超音波検査装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体に向けて超音波を送信及び受信することにより超音波画像を生成する超音波検査装置に関し、特に、被検体の体腔内に挿入され、被検体内の様子を光学的に観察する内視鏡と組み合わせられた超音波内視鏡が適用される超音波検査装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体内に向けて送信され、被検体内の構造物（臓器等）によって反射された超音波（超音波エコー）を受信して信号処理することにより、被検体内の組織の様子が表された画像を生成する超音波撮像技術は、医療を含む様々な分野において、広く利用されている。超音波検査を行う装置（超音波検査装置、超音波診断装置等と呼ばれる）には、超音波の送受信を行う探触子が備えられており、撮像を行う際には、探触子が被検体に当接して用いられる。また、超音波の送受信を行う探触子と、被検体の体腔内の様子を光学的に観察する内視鏡とを組み合わせた超音波内視鏡も広く用いられており、この場合には、超音波内視鏡が被検体内に挿入して用いられる。

30

【0003】

超音波用探触子や超音波内視鏡（以下において、これらをまとめて、単に「プローブ」ともいう）においては、超音波を送信及び受信する超音波トランスデューサとして、圧電体の両面に電極を形成した振動子（以下において「素子」ともいう）が、一般的に用いられている。このような振動子の電極に電界を印加すると、圧電効果により圧電体が伸縮して超音波が発生する。そこで、複数の振動子を、時間をずらして駆動することにより、所望の深度に焦点を結ぶ超音波ビームを形成することができる。また、それらの振動子は、伝播する超音波を受信することにより伸縮して電気信号をそれぞれ発生する。これらの電気信号は、超音波の受信信号として用いられる。

40

【0004】

このようなプローブにおいては、複数の素子が並べられたアレイ状のトランスデューサ（超音波トランスデューサアレイ）が用いられる。例えば、複数の素子を走査方向（アジマス方向）に、直線状又は円弧上に１列に配置したものは、１次元（１Ｄ）アレイと呼ば

50

れている。１Ｄアレイの各素子に印加される駆動信号の振幅や遅延量を制御することにより、探触子自体の位置や向きを変えことなく超音波ビームの送信位置や方向を変化させることができる。このような走査方式は、フェーズドアレイ方式又は電子スキャン方式と呼ばれている。

【０００５】

最近では、多数の振動子が２次元的に配置されたフェーズドアレイ（２Ｄアレイ）に関する研究が盛んに行われている。複数の超音波を２次元領域から送信することにより、超音波ビームの送信方向や焦点深度を任意に制御できるようになり、３次元超音波画像情報（ボリューム・データ）を取得できるようになる。それにより、病変部の位置や、広がりや、大きさ等を正確に把握できるようになるので、超音波検査の精度を飛躍的に高めることが可能である。

10

【０００６】

ところが、２Ｄアレイにおいては微細な素子が用いられるので、製造工程が微細化及び複雑化してしまう。また、素子数の増加に伴い、配線数も増加するので、探触子と超音波検査装置本体とを接続するケーブルの径が太くなる問題が生じている。特に、生体の内部に挿入される超音波内視鏡においてはサイズ面で制約が厳しいので、ケーブルの太径化は致命的な欠点となる。

【０００７】

このような問題点を解決するために、複数の１Ｄアレイを平行に配列した、所謂多列アレイが注目されている。多列アレイに並べられている１Ｄアレイの数はマトリックス配置におけるものほど多くはないが、２次元領域に配置された振動子を用いることによって、２方向についてフォーカスされた超音波ビームを形成することが可能である。関連する技術として、非特許文献１においては、エレベーション方向における振動子の配置や配線方法を変化させた多列アレイの性能が検討されている。

20

【０００８】

ここで、図１５を参照しながら、一般的な多列アレイの構造について説明する。図１５の（ａ）は、多列アレイを示す側面図であり、図１５の（ｂ）はその平面図である。この多列アレイは、パッキング材９０１上に、１１列（Ｅ１列～Ｅ１１列）に渡って配置された複数の素子９０２を含んでいる。また、各列は、例えば、１２８個の素子９０２を含んでいる。なお、多列アレイにおいて、各素子列における素子の配列方向（走査方向）はアジマス（azimuth：方位）方向と呼ばれており、アジマス方向に直交する方向はエレベーション（elevation：仰角）方向と呼ばれている。さらに、各素子９０２は、配線９０３に接続されている。

30

【０００９】

このような多列アレイにおいては、グレーティングロブを低減することにより超音波ビームの品質を向上するために、通常、アジマス方向における素子の配列ピッチが送信超音波の波長以下となるように設計されている。一方、エレベーション方向については、通常、波長以上のピッチで配列されている。このような特徴により、多列アレイは、分解能等の超音波ビームの質やスキャンボリューム（走査量）といった面でマトリックス配置のアレイに及ばない面は残るものの、素子数や配線数を大幅に削減できるという大きな利点が得られる。即ち、超音波用探触子や超音波内視鏡の小型化やコストの低減を図ることが可能になる。なお、多列アレイを用いて画質の良い超音波画像を得るためには、１０列程度の素子列が必要になる。

40

【００１０】

関連する技術として、特許文献１には、体腔内等に挿入する挿入部の先端部に設けられ、超音波ビームを送受信する超音波送受信手段と、該超音波送受信手段による超音波ビームの走査範囲に向けて穿刺針等の処置具を導出可能な処置具導出口と、超音波送受信手段による超音波ビームの走査範囲を偏向する超音波偏向手段とを備えた超音波プローブが開示されている。即ち、特許文献１においては、超音波振動子を３列に配置し、各列から位相の異なる超音波を送信して超音波の走査範囲を偏向することにより、穿刺針が湾曲した

50

場合にも穿刺針に超音波ビームを照射できるようにしている。

【0011】

また、特許文献2には、連続波ドプラモードを有する超音波診断装置であって、電子走査方向及び電子走査方向に直交するエレベーション方向に整列した複数の振動素子からなるアレイ振動子と、上記複数の振動素子の動作を制御する送受信制御部とを備え、連続波ドプラモードにおいて、上記アレイ振動子上に、電子走査方向に整列した少なくとも1つの送信振動素子群と、電子走査方向に整列した少なくとも1つの受信振動素子群とが、エレベーション方向において互いに異なる位置に設定されている超音波診断装置が開示されている。即ち、特許文献2においては、送信振動素子列と受信振動素子列とを1列おきに交互に配置することにより、送信開口及び受信開口を広く取るようにしている。

10

【0012】

さらに、特許文献3には、第1～第n（nは2以上の整数）の振動子を有するフェーズドアレイプロブを駆動制御するためのフェーズドアレイ駆動装置であって、第1～第nの超音波振動子を駆動するための駆動信号を出力する1つの駆動回路と、駆動信号のタイミングをずらして第1～第nの駆動信号としてそれぞれ第1～第nの超音波振動子に与えるタイミング調整手段とを有するフェーズドアレイ駆動装置が開示されている。即ち、特許文献3においては、駆動回路の数を削減するために、複数の超音波振動子を、タイミングをずらして駆動している。また、特許文献3においては、第1～第nの超音波振動子を第1～第m（mはnより小さい自然数）のグループのいずれかに分けて、それらの第1～第mのグループに属する超音波振動子に選択的に駆動信号を与えるようにしている（段落0017、0042）。即ち、複数の超音波振動子をグループ化し、グループ毎に超音波振動子の駆動タイミングを制御することにより、全ての超音波振動子を駆動制御するトータルの時間を短縮化している（段落0018）。

20

【0013】

ところで、多列アレイは、エレベーション方向における素子数が1Dアレイと2Dアレイとの間であることから、1.25Dアレイ、1.5Dアレイ、又は、1.75Dアレイとも呼ばれる。これらのアレイの次元は、非特許文献1の定義によれば、次の(1)～(5)のように説明される。

(1) 1Dアレイ：エレベーション方向の開口が固定（1列のみ）されており、音響レンズ等によって固定された距離に焦点を形成する。

30

【0014】

(2) 1.25Dアレイ：複数の1Dアレイを平行に配置したものである。エレベーション方向における開口径は可変（1列～11列）であるが、焦点の形成は音響レンズ等によって行われるので、焦点距離は固定されている。

【0015】

(3) 1.5Dアレイ：アレイのセンター軸について対称な2つの素子902（例えば、E1列とE11列、E2列とE10列、...）を共通結線し、それらの素子902を同じタイミングで駆動するようにしたアレイである。従って、エレベーション方向における開口径は可変（1列～11列）であり、素子の駆動タイミングを配線ごとに調節することにより、焦点距離も動的に変化させることができる。しかしながら、超音波ビームの送信方向はセンター方向に固定されている。

40

【0016】

(4) 1.75Dアレイ：1.5Dアレイに対し、各素子902を独立に配線することにより、センター軸に対称という制約を外したものである。それにより、開口径や焦点距離を変化させると共に、超音波ビームをセンター以外の方向に偏向できるようになる。しかしながら、エレベーション方向における素子の幅は波長よりも大きいので、超音波ビームを偏向できる範囲には制約があり、アジマス方向と同等の自由度はない。

【0017】

(5) 2Dアレイ：エレベーション方向における素子数及び配列ピッチを、アジマス方向におけるのと同程度にしたものである。従って、アボダイゼーションや3次元空間におけ

50

る焦点形成や超音波ビームの偏向を完全に制御することができる。

【0018】

このような多列アレイにおいては、より少ない素子列数で、超音波ビームの品質を改良するための工夫が為されている。例えば、図16は、エレベーション方向において素子を荷重配置した多列アレイを示している。この多列アレイにおいて、バッキング材911上に配置されている素子912～914は、中央部から外側に向かうほど、幅が狭くなっている。また、各素子912～914には、配線915が接続されている。このような荷重配置としては、フレネル(Fresnel)配置や、MIAE(Minimum Integrated Absolute time-delay Error)配置等と呼ばれる方法が知られている。なお、フレネル配置及びMIAE配置の詳細については、非特許文献1を参照されたい。

10

【特許文献1】特開2000-139926号公報(第1、2頁、図6)

【特許文献2】特開2004-57460号公報(第2頁、図6)

【特許文献3】特開2003-130859号公報

【非特許文献1】ワイルズ(D. G. Wildes)、他、「1.25次元及び1.5次元トランスデューサアレイにおけるエレベーション・パフォーマンス(Elevation Performance of 1.25D and 1.5D Transducer Arrays)」、IEEE超音波、強誘電体、周波数会報(IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL)、第44巻、第5号、p. 1027-1037、1997年9月

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0019】

ところで、図15に示す多列アレイにおいて、1.75Dアレイ方式を採用する場合には、超音波ビームを超音波トランスデューサアレイの正面方向(即ち、超音波トランスデューサアレイのセンター軸)から偏向できるという利点がある。しかしながら、その場合には、素子902に駆動信号を供給するための配線903が、素子数の分だけ必要になる。例えば、128チャンネルの素子列を11列並べる場合には、信号線の本数は1408本に至る。このように配線数が多いと、被検体内に挿入して用いられる超音波内視鏡においては、操作性や患者に与える苦痛等の観点から、致命的な欠点となる。

【0020】

それに対して、特許文献3に開示されているように、複数の素子をグループ化して駆動する場合には、駆動回路の数や、駆動回路と複数の素子を接続する配線の本数を大幅に低減することが可能になる。しかしながら、特許文献3においては、グループを切り換えるためのスイッチ数が増えてしまうという問題がある。例えば、エレベーション方向において11個の素子を5個のグループに分ける場合には、各素子に5個の切替スイッチが設けられるので、1チャンネルにつき55個のスイッチが必要になる。従って、各素子列を128チャンネルとする場合には、トータルのスイッチ数は7040個に至る。このように膨大な数のスイッチを探触子側に設けると、探触子自体が大きくなってしまいうので、超音波内視鏡においてはやはり致命的な欠点となる。

30

【0021】

一方、図16に示す荷重配置を採用する場合には、少ない素子数及び配線数(128チャンネル×5列=640)で、品質の良い超音波ビームを形成することができる。しかしながら、このような荷重配置において1.75Dアレイを採用することにより、超音波ビームを偏向しようとする、サイドローブが拡大してしまうという問題が生じている。これは、通常の荷重配置は、センター方向に超音波ビームを送信する場合にビーム品質が最良となるように、素子の幅や配列が最適化されているからである。

40

【0022】

そこで、上記の課題に鑑み、本発明は、探触子と超音波検査装置本体とを接続する配線数を削減でき、且つ、エレベーション方向において超音波ビームを偏向させた場合においてもサイドローブの拡大を抑制できる超音波検査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 2 3 】

本発明の１つの観点に係る超音波検査装置は、各々に複数の超音波トランスデューサが１次元に配列されている複数の素子列を互いに平行に並べることにより形成された多列アレイと、該多列アレイの各行において、それぞれ隣接する２つの素子間の電気的な接続を開閉することにより、複数の素子群を形成する複数のスイッチとを有する探触子と、超音波ビームの送受信方向に応じて、上記複数のスイッチの開閉を制御する制御手段と、複数の素子群にそれぞれ供給される複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、複数の素子群からそれぞれ出力される複数の受信信号を処理して画像信号を生成する信号処理手段とを具備する。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、多列アレイの各行において複数の素子をグループ化し、グループごとに駆動信号を供給するので、多列アレイに接続される配線の数低減することが可能になる。それにより、超音波検査装置本体と探触子とを接続するケーブルの数低減できるので、探触子の操作性を向上させると共に、検査される患者の身体的負担を軽減することが可能になる。また、超音波ビームの送信方向に応じて最適となるように、グループ化される素子の組み合わせを切り換えるので、超音波ビームの送信方向にかかわらず良質な超音波ビームを送信できるようになる。それにより、超音波画像の画質を向上させることが可能になる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

20

【 0 0 2 5 】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図１は、本発明の一実施形態に係る超音波検査装置の構成を示すブロック図である。この超音波検査装置は、探触子１００と、超音波検査装置本体２００と、それらを接続するケーブル１５０とを含んでいる。探触子（プローブ）１００は、被検体の体腔内に挿入されて被検体の内部の様子を観察する超音波内視鏡検査において用いられるのに適しているが、被検体の体表に当接して用いられる通常の超音波検査用の探触子であっても良い。

【 0 0 2 6 】

図１に示すように、探触子１００は、１１個の素子列Ｅ１～Ｅ１１を含む超音波トランスデューサアレイ１０と、１０個のスイッチＳＷ１～ＳＷ１０と、シリアル／パラレル変換回路（Ｓ／Ｐ）１４と、デコーダ１５とを含んでいる。

30

【 0 0 2 7 】

図２の（ａ）は、図１に示す超音波トランスデューサアレイ１０を示す側面図であり、図２の（ｂ）は、その平面図である。図２の（ｂ）に示すように、各素子列Ｅ１～Ｅ１１は、バックング材１１上に所定のピッチで配置された１２８個の超音波トランスデューサ（以下において、単に、「素子」とも言う）１２を含んでいる。また、図２の（ａ）に示すように、各素子１２は、配線１３に接続されている。以下においては、各素子列における素子の配列方向（走査方向）のことを「アジマス方向」といい、それと直交する方向（各素子行における素子の配列方向）のことを「エレベーション方向」と言う。

40

【 0 0 2 8 】

バックング材１１は、例えば、フェライト粉や金属粉やＰＺＴ粉入りのエポキシ樹脂や、フェライト粉入りのゴムのように、音響減衰の大きい材料によって形成されており、素子１２を支持すると共に、超音波トランスデューサアレイ１０から発生した不要な超音波の減衰を早めるために配置されている。

【 0 0 2 9 】

各素子１２は、例えば、ＰＺＴ（ジルコン酸チタン酸鉛）等の圧電体の両面に電極を形成した振動子であり、電圧を印加されることにより伸縮して超音波を発生する。また、各素子１２は、被検体から伝播してきた超音波により伸縮して電圧を発生する。この電圧は、受信信号として超音波検査装置本体２００に出力される。各素子１２の一方の電極には

50

駆動信号 D S 1 ~ D S 5 の内のいずれかが供給され、他方の電極には共通電位（本実施形態においては接地電位とする）が供給される。

【 0 0 3 0 】

なお、超音波トランスデューサアレイ 1 0 の上層に、生体である被検体と超音波トランスデューサとの間の音響インピーダンスの不整合を解消することにより超音波トランスデューサから送信された超音波を効率良く被検体中に伝播させる音響整合層をさらに設けても良い。音響整合層は、例えば、超音波を伝播し易いパイレックス（登録商標）ガラスや金属粉入りエポキシ樹脂等によって形成される。

【 0 0 3 1 】

通常、アジマス方向における素子 1 2 の配列ピッチは、電子セクタスキャン方式におけるグレーティングローブの発角度を考慮して、送信超音波の波長の半分以下となるように設計されている。例えば、生体における音速を 1 5 0 0 m / s とすると、送信超音波の周波数が 5 M H z である場合に波長は約 0 . 3 m m となるので、超音波の波長の半分は 0 . 1 5 m m となる。本実施形態において、アジマス方向における配列ピッチは 0 . 1 5 m m である。一方、エレベーション方向における配列ピッチは、送信超音波の波長よりも大きい 1 . 1 m m となっている。

10

【 0 0 3 2 】

図 1 に示すように、各行において、素子 1 2 は、配線 1 3 を介してスイッチ S W 1 ~ S W 1 0 に接続されている。これらのスイッチ S W 1 ~ S W 1 0 は、それぞれ隣接する 2 つの素子間の電氣的な接続を開閉することにより、複数の素子グループを形成するために設けられており、その数は、各行の素子数（ 1 1 個）より 1 つ少ないので、 1 2 8 行の素子について 1 2 8 0 個となる。また、各行の素子に対応するスイッチ S W 1 には、デコーダ 1 5 から同一の制御信号が供給され、スイッチ S W 2 ~ S W 1 0 についても同様である。このようなスイッチ S W 1 ~ S W 1 0 の各々は、例えば、Pチャネル M O S F E T と Nチャネル M O S F E T とを組み合わせたアナログスイッチによって構成される。

20

【 0 0 3 3 】

シリアル / パラレル変換回路 1 4 は、超音波検査装置本体 2 0 0 からシリアルの制御信号 C S とクロック信号 C K の供給を受け、シリアルの制御信号をパラレル（例えば、4 ビット）の制御信号に変換する。デコーダ 1 5 は、パラレルの制御信号に基づいて、スイッチ S W 1 ~ S W 1 0 に供給される制御信号を生成する。なお、シリアル / パラレル変換回路 1 4 とデコーダ 1 5 とを、一体化した回路ブロックとして構成しても良い。

30

【 0 0 3 4 】

超音波検査装置本体 2 0 0 からそれぞれの同軸ケーブルを介して探触子 1 0 0 に供給される 1 2 8 組の駆動信号 D S 1 ~ D S 5 は、 1 2 8 行の各々においてスイッチ S W 1 ~ S W 1 0 によって形成される複数の素子グループにそれぞれ印加される。また、超音波の受信時においては、 1 2 8 行の各々における複数の素子グループから、それぞれの同軸ケーブルを介して、 1 2 8 × 5 個の受信信号が超音波検査装置本体 2 0 0 に出力される。

【 0 0 3 5 】

図 3 は、図 1 に示す超音波検査装置本体 2 0 0 の構成を説明するためのブロック図である。図 3 に示すように、超音波検査装置本体 2 0 0 は、超音波検査装置の各部を制御するシステム制御部 2 0 1 と、送信ビーム制御部 2 0 2 と、駆動信号生成部 2 0 3 と、送受信切換部 2 0 4 と、プリアンプ（前置増幅器） 2 0 5 と、アナログ / デジタル変換器（ A D C ） 2 0 6 と、受信信号演算部 2 0 7 と、ビームプロセッサ 2 0 8 と、ビデオプロセッサ 2 0 9 とを含んでいる。

40

【 0 0 3 6 】

システム制御部 2 0 1 は、超音波ビームを所望の方向で送受信して、所望の深度に焦点を形成するために、スイッチ S W 1 ~ S W 1 0 を制御するための制御信号 C S を生成して、制御信号 C S 及びクロック信号 C K を探触子 1 0 0 に供給する。

送信ビーム制御部 2 0 2 は、システム制御部 2 0 1 の制御の下で、複数の素子グループにそれぞれ供給される複数の駆動信号の供給タイミング及び遅延時間を設定する。

50

【 0 0 3 7 】

駆動信号生成部 2 0 3 は、1 2 8 組の駆動信号 D S 1 ~ D S 5 を生成する複数のパルサを含んでいる。

送受信切換部 2 0 4 は、探触子 1 0 0 への 1 2 8 組の駆動信号 D S 1 ~ D S 3 5 の出力と探触子 1 0 0 からの 1 2 8 × 5 個の受信信号の入力とを切り換える。超音波検査装置本体 2 0 0 と探触子 1 0 0 との間の駆動信号 / 受信信号の受渡しのためには、1 2 8 × 5 = 6 4 0 本の同軸ケーブルが用いられる。

【 0 0 3 8 】

プリアンプ 2 0 5 は、探触子 1 0 0 から出力された受信信号を前置増幅する。また、A / D 変換器 2 0 6 は、前置増幅されたアナログの受信信号をデジタルの受信信号（受信データ）に変換する。プリアンプ 2 0 5 及び A / D 変換器 2 0 6 は、1 2 8 × 5 チャンネル分設けられている。

受信信号演算部 2 0 7 は、システム制御部 2 0 1 の制御の下で、取得された受信信号のレベルを調整して整相加算処理を施すことにより、超音波ビームの送信方向に対応する受信データ（音線データ）を生成する。

【 0 0 3 9 】

ビームプロセッサ 2 0 8 は、受信データについて、検波、S T C（sensitivity time control）、ダイナミックレンジ調整、フィルタ処理等の所定の信号処理を施す。

ビデオプロセッサ 2 0 9 は、所定の信号処理を施された受信データについて走査フォーマットを変換し、さらに、デジタル / アナログ変換処理を行うことにより、ビデオ信号（画像信号）を生成して、表示装置等に出力する。

【 0 0 4 0 】

次に、本実施形態に係る超音波検査装置の動作について、図 1 ~ 図 4 を参照しながら説明する。以下においては、1 行の素子についての動作を説明するが、このような動作を他の行の素子についても行うことにより、超音波ビームがアジマス方向に走査される。その際には、1 回の超音波ビームの送受信において、複数行の素子を、所定の遅延時間を設けて動作させることにより、アジマス方向においても所望の深度に超音波ビームの焦点を形成することができる。

【 0 0 4 1 】

本実施形態においては、スイッチ S W 1 ~ S W 1 0 を用いて複数の素子 1 2 をグループ化することにより、位置に応じて素子の幅が異なる荷重配置を擬似的に形成する。そのため、図 3 に示すシステム制御部 2 0 1 は、スイッチ S W 1 ~ S W 1 0 の動作を制御するためのスイッチングパターンと、各素子グループに供給される駆動信号の遅延パターンとを、超音波ビームの形状（送信方向及び焦点距離）に応じて最適となるように設定する。

【 0 0 4 2 】

図 4 の（a）は、超音波トランスデューサアレイ 1 0 の正面方向（即ち、超音波トランスデューサアレイ 1 0 のセンター軸）に対して超音波ビームを送受信する場合における配線状態を示している。なお、図 4 において、超音波ビームの送信方向に向かって右方向（図の下側）をエレベーション方向のプラスとする。

【 0 0 4 3 】

この場合には、スイッチ S W 1、S W 3、S W 8、S W 1 0 がオフにされ、スイッチ S W 2、S W 4 ~ 7、S W 9 がオンにされる。それにより、共通結線された素子 1 2 によって素子グループ（T R 1）、（T R 2，T R 3）、（T R 4 ~ T R 8）、（T R 9，T R 1 0）、（T R 1 1）が形成される。これらの素子グループに、駆動信号供給線 D S 1 ~ D S 5 を介して、所定の遅延時間 D L を与えられた駆動信号がそれぞれ供給される。ここで、各駆動信号供給線 D S 1 ~ D S 5 上に示されたブロック（D L）の長さは、各駆動信号に与えられる遅延時間の長さを示している。このような遅延パターンにより、端部の素子グループ（T R 1）及び（T R 1 1）から順に超音波が送信され、その結果、超音波トランスデューサアレイ 1 0 の正面方向に超音波ビームが送信され、所望の深度に焦点 F が形成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

図 4 の (b) は、超音波ビームを偏向して送受信する場合における配線状態を示している。ここで、偏向とは、正面からずれた方向に超音波ビームを送信することをいう。また、偏向角とは、超音波ビームの送信方向と正面方向との為す角度のことを言う。

【 0 0 4 5 】

図 4 の (b) に示すように、例えば、超音波ビームを $+10^{\circ}$ 偏向させる場合には、スイッチ S W 1、S W 3、S W 6、S W 10 がオフにされ、スイッチ S W 2、S W 4、S W 5、S W 7 ~ S W 9 がオンにされる。それにより、共通結線された素子 12 によって素子グループ (T R 1)、(T R 2 , T R 3)、(T R 4 ~ T R 6)、(T R 7 ~ T R 10)、(T R 11) が形成される。これらの素子グループを、駆動信号供給線 D S 1 ~ D S 5 を介して所定の遅延時間 D L を与えられた駆動信号を供給し、順次駆動することにより、例えば、偏向角が 10° の方向に超音波ビームが送信され、所望の深度に焦点 F が形成される。

10

【 0 0 4 6 】

ここで、本実施形態において、超音波ビームの送信方向に応じて素子のグループ化を変化させる利点について、図 5 ~ 図 9 を参照しながら説明する。

図 5 は、複数の素子 21 が均等に配置された一般的なフェーズドアレイ (以下において、均等配置アレイという) における超音波送信方法を説明するための図である。これらの素子 21 には、駆動信号 D S 11 ~ D S 21 が供給される。このようなフェーズドアレイにおいて、図 5 の (a) に示すように、正面方向に向けて超音波ビームを送信する場合には、端部からセンターに向けて素子 21 を順次駆動するように、遅延パターン (遅延時間 D L) が設定される。また、図 5 の (b) に示すように、超音波ビームを偏向する場合には、偏向方向から遠い方から先に素子 21 を駆動するように、遅延パターンがシフトされる。

20

【 0 0 4 7 】

図 6 は、図 5 に示すフェーズドアレイから送信される超音波ビームのプロファイルのシミュレーション結果を示している。図 6 において、横軸は超音波トランスデューサアレイのセンター軸からの距離を示しており、縦軸は音圧 (d B) を示している。

図 6 に示すように、この場合には、超音波ビームの偏向角によらず、概ね良好なビーム品質が得られている。しかしながら、このようなフェーズドアレイにおいては、素子数に対応する数だけ駆動信号を供給するための同軸ケーブルが必要となるので、ケーブル全体の径が大きくなるという問題が生じる。

30

【 0 0 4 8 】

図 7 は、複数種類の素子 31 ~ 33 が荷重配置されたフェーズドアレイ (以下において、荷重配置アレイという) における超音波送信方法を説明するための図である。荷重配置アレイにおいては、超音波ビームの品質を改良するために、エレベーション方向において、素子 31 ~ 33 は、センターから外側に向けて、素子の幅が次第に狭くなるように設計されている。このようなアレイにおいては、素子列の数が少ないので、これらの素子 31 ~ 33 に駆動信号 D S 31 ~ D S 35 を供給しても、ケーブル全体の径に関する問題は生じない。

40

【 0 0 4 9 】

図 8 は、図 7 に示す荷重配置アレイから送信される超音波ビームのプロファイルのシミュレーション結果を示している。図 8 に示すように、超音波ビームを正面方向に送信する場合 (偏向角 = 0° 、図 7 の (a)) には、均等配置アレイ (図 7) におけるものと概ね同程度のビーム品質が得られている。しかしながら、超音波ビームを少しでも偏向すると (図 7 の (b))、超音波ビームの品質が著しく悪化することがわかる。例えば、偏向角を 5° とした場合には、距離 - 2 mm ~ - 3 mm 付近に、メインローブよりも音圧レベルの高いサイドローブが出現している。その原因は、図 7 に示す荷重配置アレイは、超音波ビームを正面に送信する場合に最良のビーム品質が得られるように設計されているからである。

50

【 0 0 5 0 】

それに対して、本実施形態においては、超音波ビームを正面方向に送信する場合には、荷重配置アレイと同様に、中央付近の素子の幅が擬似的に広くなるように素子グループを形成するが、超音波ビームを偏向する場合には、偏向方向よりの素子の幅が擬似的に広くなるように素子グループを形成する。それにより、配線数を削減できる荷重配置を採用しつつ、超音波ビームの偏向時におけるサイドローブを低減することができるからである。

【 0 0 5 1 】

図 9 は、本実施形態に係る超音波検査装置（図 4）から送信される超音波ビームのプロファイルのシミュレーション結果を示している。図 9 に示すように、超音波ビームを正面方向に送信する場合（偏向角 = 0°）には、均等配置アレイ（図 7）や荷重配置アレイ（図 8）と同程度のビーム品質を得ることができた。また、超音波ビームを偏向させた場合には、サイドローブのレベルは若干大きくなるが、明確なメインローブを形成することができ、荷重配置アレイに比較してビーム品質が大幅に改善されていることがわかる。なお、偏向角を 10° 以上とした場合に、センターから離れた位置（例えば、- 6 mm 付近）に、比較的大きなサイドローブが観察されるが、この位置はメインローブの位置と離れているため、超音波画像情報に対してあまり大きな影響を及ぼすことはない。

【 0 0 5 2 】

ここで、素子 1 2 を形成している圧電体の変位量は、素子 1 2 に印加される電圧によって決定されるので、図 4 に示すように、同一の特性を有する複数の素子 1 2 を並列接続しても出力音圧は変化しない。また、素子 1 2 の出力電圧は、素子 1 2 が受ける音圧によって決定されるので、複数の素子 1 2 を共通配線しても、受信信号の電圧は変化しない。従って、複数の素子 1 2 をグループ化しても、出力音圧及び受信感度に与える影響は少ない。

【 0 0 5 3 】

しかしながら、送受信回路を含む電気特性については、次のような影響が生じる。

図 10 は、駆動信号生成部 203（図 3）における送信回路（パルサ）と探触子における素子とを含む送信系回路の等価回路を示している。図 10 に示すように、送信回路は、パルス信号源（駆動電圧 V_D ）と出力インピーダンス R_O とを有している。送信回路と素子とは、同軸ケーブル 150 によって接続される。超音波の送信時には、素子のグループ化によって、送信回路に対する負荷インピーダンス Z_L が変化する。そのため、送信回路の出力インピーダンス R_O が負荷インピーダンス Z_L に比較して十分に小さくない場合には、素子のグループ化によって駆動電圧 V_D が変化してしまう。また、素子は容量性負荷であるので、送信系回路の周波数特性が変化して、駆動波形の立ち上り特性も変化してしまう。

【 0 0 5 4 】

一方、図 11 は、探触子における素子とプリアンプ 205（図 3）とを含む受信系回路の等価回路を示している。図 11 に示すように、受信時において、探触子は、素子のインピーダンス Z_L を出力インピーダンスとする信号源（受信電圧 V_R ）と等価となる。また、プリアンプは、入力インピーダンス R_i を有している。従って、素子のインピーダンス Z_L とプリアンプの入力インピーダンス R_i との分圧値 $V_R \cdot R_i / (Z_L + R_i)$ が、プリアンプに入力される。また、素子のインピーダンス Z_L が変化すると、同軸ケーブル 150 の端部における反射率も変化する。

【 0 0 5 5 】

そのため、素子をグループ化して駆動する場合には、共通配線される素子数に応じて、駆動電圧が低下したり、受信電圧が低下したりすることになる。従って、生成される超音波画像の精度をより高くする場合には、これらの電気的な変化を補正することが望ましい。具体的には、素子をグループ化するためのスイッチングパターンに応じて、駆動信号生成部 203（図 3）において駆動信号の電圧及び / 又は波形の補正を行うと共に、受信信号演算部 207（図 3）において、受信系回路のゲイン及び / 又は周波数特性の補正を行うように、システム制御部 201 がこれらの部分を制御する。

【 0 0 5 6 】

以上説明したように、本実施形態によれば、多列アレイの各チャンネルにおいて複数の素子をグループ化することにより、均等配置された複数の素子を擬似的に荷重配置とすることができる。従って、均等配置アレイに比較して、駆動信号供給線の数的大幅に削減することができる。具体的には、通常、128行11列の多列アレイには、 $128 \times 11 = 1408$ 本の同軸ケーブルが必要となる。それに対して、本実施形態においては、11個の素子を5個のグループに分けることにより、 $128 \times 5 = 640$ 本の同軸ケーブルと、2本の制御信号及びクロック信号供給線で済むようになる。なお、アナログ回路用のアース線とは別個に、ロジック回路用のアース線を設けるようにしても良い。

また、各行の素子には(素子数 - 1)個のスイッチを設ければ良いので、超音波トランスデューサアレイにおけるトータルのスイッチ数は1280個で済む。従って、探触子のサイズもあまり大型にはならないで済む。

【 0 0 5 7 】

さらに、本実施形態によれば、超音波ビームの送信方向に応じて擬似的な荷重配置を変化させるので、方向によらず、品質の良い超音波ビームを送信することが可能になる。従って、そのような超音波ビームを送信及び受信することによって取得された受信信号に基づいて、画質の良い超音波画像を生成することが可能になる。

【 0 0 5 8 】

以上の説明においては、多列アレイを平面上に配置する場合について説明したが、例えば、平面を湾曲させた曲面や、円筒の側面上に複数の素子列を配置することにより、コンベックス型アレイや、ラジアル型アレイを形成しても良い。

【 0 0 5 9 】

次に、図12～図14を参照しながら、図1に示す超音波検査装置が適用される超音波内視鏡検査装置の構成について説明する。図12は、超音波内視鏡の外観を示す模式図であり、図13は、図12に示す超音波内視鏡に接続されることにより医用画像を生成する装置を示す模式図であり、図14は、図12に示す挿入部301の先端部分を拡大して示す模式図である。

【 0 0 6 0 】

図12に示すように、超音波内視鏡300は、挿入部301と、操作部302と、接続コード303と、ユニバーサルコード304とを含んでいる。

挿入部301は、被検体の体腔内に挿入することができるように、可撓性を有する材料によって形成された細長い管となっている。操作部302は、挿入部301の基端に設けられており、接続コード303を介して、図13に示す超音波検査装置本体200に接続されると共に、ユニバーサルコード304を介して、図13に示す光源装置320に接続される。

【 0 0 6 1 】

図13に示す超音波検査装置本体200は、図12に示す超音波トランスデューサアレイ10に駆動信号を供給することによって超音波ビームを送信させると共に、超音波トランスデューサアレイ10が超音波エコーを受信することによって出力した受信信号に基づいて超音波画像信号を生成する。

【 0 0 6 2 】

光源装置320は、被検体の体腔内を照射するための光を発生する。また、ビデオプロセッサ330は、挿入部の先端部に設けられている撮像素子から出力された検出信号に基づいて、被検体内の様子を表す光学観察画像信号を生成する。

【 0 0 6 3 】

ミキサ340は、超音波検査装置200から出力された超音波画像信号と、ビデオプロセッサ330から出力された光学観察画像信号とに基づいて、超音波画像、又は、光学観察画像、又は、それらの両方が1つの画面に表された画像信号を生成して表示装置350に出力する。表示装置350は、例えば、CRTやLCD等の表示部を備えており、ミキサ340から出力された画像信号に基づいて超音波画像や光学観察画像を表示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

図 1 4 の (a) は、挿入部 3 0 1 の先端部分を側面から見た様子を示しており、図 1 4 の (b) は、それを上面から見た様子を示している。図 1 4 に示すように、挿入部 3 0 1 の先端部分には、超音波トランスデューサアレイ 1 0 と、観察窓 3 1 1 と、照明窓 3 1 2 と、処置具挿通口 3 1 3 と、ノズル孔 3 1 4 とが設けられている。また、処置具挿通口 3 1 3 には、穿刺針 3 0 6 が配置されている。

【 0 0 6 5 】

超音波トランスデューサアレイ 1 0 は、コンベックス型の多列アレイであり、湾曲した面上に配置された 1 1 列の素子を含んでいる。また、図 1 4 の (b) に示すように、上面から見た場合に、エレベーション方向が処置具挿通口 3 1 3 に配置される処置具（例えば、穿刺針 3 0 6）の挿通方向と直交するように、超音波トランスデューサアレイ 1 0 を配置することが望ましい。それにより、処置具のエレベーション方向における先端位置を検出できるようになる。図示されていないが、超音波トランスデューサアレイ 1 0 の超音波送信面上には音響整合層が配置され、超音波トランスデューサアレイ 1 0 の超音波送信面とは反対側の面にはバックング層が配置される。さらに、音響整合層の上層に、必要に応じて音響レンズを配置しても良い。

【 0 0 6 6 】

観察窓 3 1 1 には、対物レンズが装着されており、この対物レンズの結像位置には、イメージガイドの入力端又は CCD カメラ等の固体撮像素子が配置されている。これらは、観察光学系を構成しており、固体撮像素子の検出信号は、図 1 3 に示すビデオプロセッサ 3 3 0 に出力される。また、照明窓 3 1 2 には、図 1 3 に示す光源装置 3 2 0 からライトガイドを介して供給される照明光を出射させるための照明用レンズが装着されている。これらは、照明光学系を構成する。

【 0 0 6 7 】

処置具挿通口 3 1 3 は、操作部 3 0 2 に設けられた処置具挿入口 3 0 5（図 1 2）から挿入された処置具等を導出させる孔である。この孔から穿刺針 3 0 6 や鉗子等の処置具を突出させ、操作部 3 0 2 においてこれら进行操作することにより、被検体の体腔内において種々の処置が行われる。さらに、ノズル孔 3 1 4 は、観察窓 3 1 1 及び観察窓 3 1 2 を洗浄するための液体（水等）を噴射するために設けられている。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 8 】

本発明は、被検体に向けて超音波を送信及び受信することにより超音波画像を生成する超音波検査装置において利用することが可能であり、特に、被検体の体腔内に挿入され、被検体内の様子を光学的に観察する内視鏡と組み合わせられた超音波内視鏡が適用される超音波検査装置において利用することが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 9 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る超音波検査装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波トランスデューサアレイの図である。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波検査装置本体の構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 図 1 に示す探触子の超音波ビーム送信時における配線状態を示す図である。

【 図 5 】 複数の素子が均等配置された超音波トランスデューサアレイから超音波ビームを送信する様子を示す図である。

【 図 6 】 図 5 に示す超音波トランスデューサアレイから送信される超音波ビームのプロファイルを示す図である。

【 図 7 】 複数の素子が荷重配置された超音波トランスデューサアレイから超音波ビームを送信する様子を示す図である。

【 図 8 】 図 7 に示す超音波トランスデューサアレイから送信される超音波ビームのプロファイルを示す図である。

【 図 9 】 図 4 に示す超音波トランスデューサアレイから送信される超音波ビームのプロフ

10

20

30

40

50

ァイルを示す図である。

【図 1 0】本発明の一実施形態に係る超音波検査装置における送信系回路の等価回路を示す図である。

【図 1 1】本発明の一実施形態に係る超音波検査装置における受信系回路の等価回路を示す図である。

【図 1 2】図 1 に示す探触子が適用される超音波内視鏡を示す模式図である。

【図 1 3】図 1 2 に示す超音波内視鏡に接続される医用画像生成装置を示す模式図である。

【図 1 4】図 1 2 に示す挿入部の先端部分を拡大して示す模式図である。

【図 1 5】一般的な多列アレイを示す図である。

10

【図 1 6】複数種類の素子を荷重配置した多列アレイを示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 7 0 】

1 0 超音波トランスデューサアレイ

1 1、9 0 1、9 1 1 バッキング材

1 2、2 1、3 1 ~ 3 5、9 0 2、9 1 2 ~ 9 1 4 超音波トランスデューサ（素子）

1 3、9 0 3、9 1 5 配線

1 4 S / P

1 5 デコーダ

1 0 0 探触子

20

1 5 0 同軸ケーブル

2 0 0 超音波検査装置本体

2 0 1 システム制御部

2 0 2 送信ビーム制御部

2 0 3 駆動信号生成部

2 0 4 送受信切換部

2 0 5 プリアンプ

2 0 6 アナログ / デジタル変換器（A D C）

2 0 7 受信信号演算部

2 0 8 ビームプロセッサ

30

2 0 9、3 3 0 ビデオプロセッサ

3 0 0 超音波内視鏡

3 0 1 挿入部

3 0 2 操作部

3 0 3 接続コード

3 0 4 ユニバーサルコード

3 0 5 処置具挿入口

3 0 6 穿刺針

3 1 1 観察窓

3 1 2 照明窓

40

3 1 3 処置具挿通口

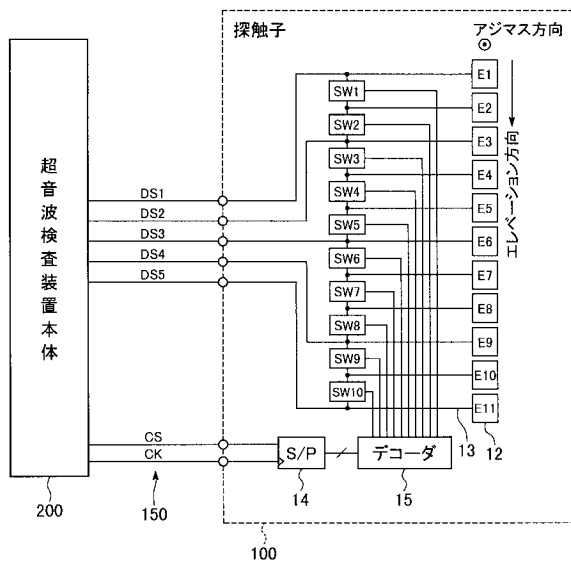
3 1 4 ノズル孔

3 2 0 光源装置

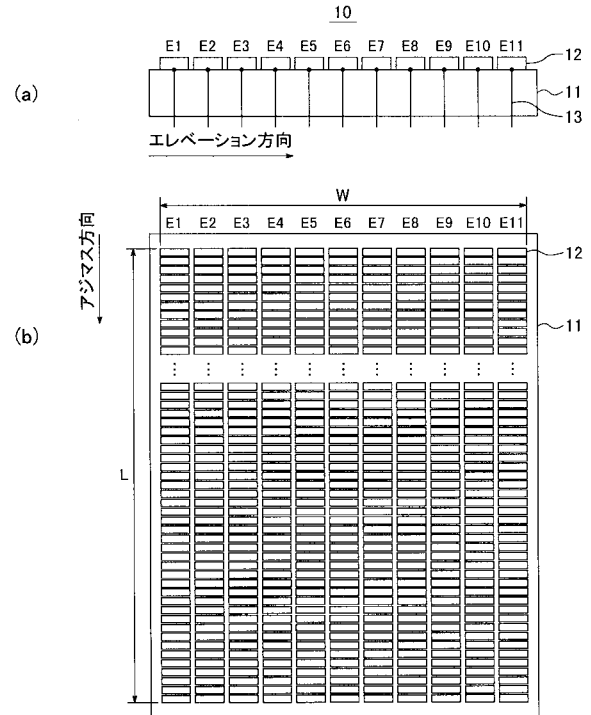
3 4 0 ミキサ

3 5 0 表示装置

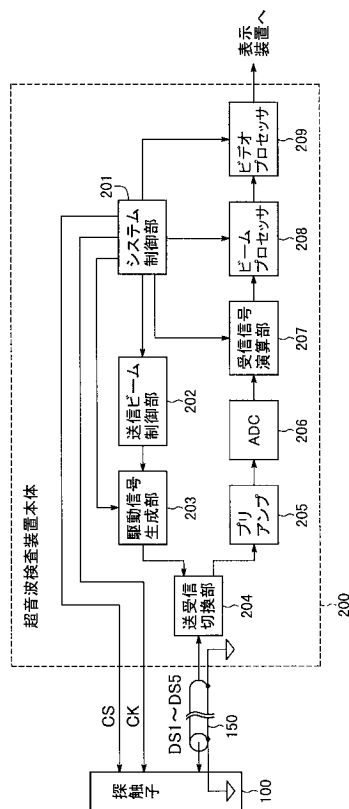
【図 1】



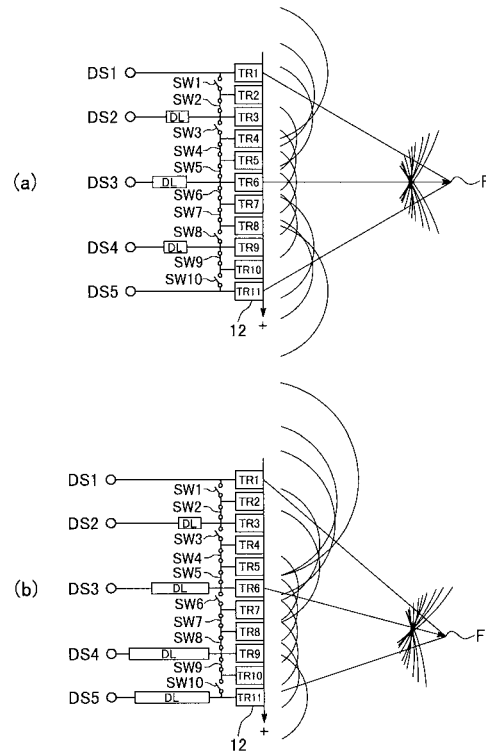
【図 2】



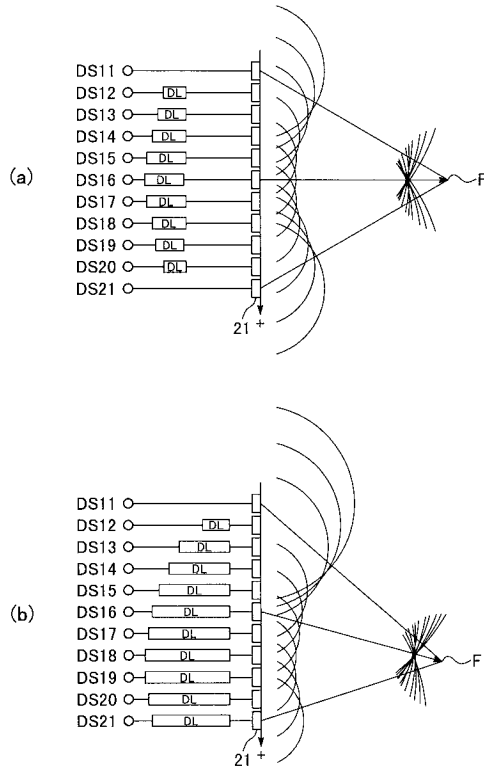
【図 3】



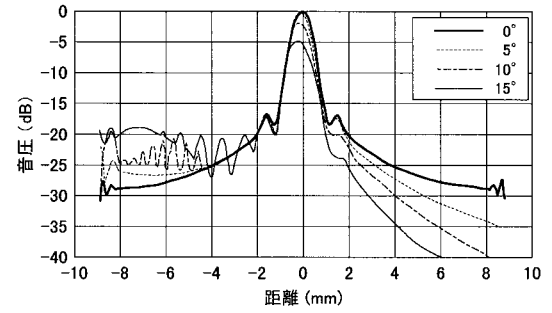
【図 4】



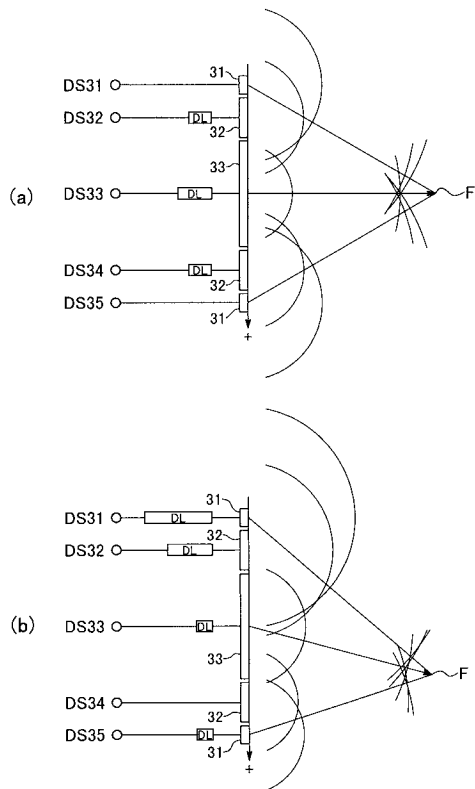
【 図 5 】



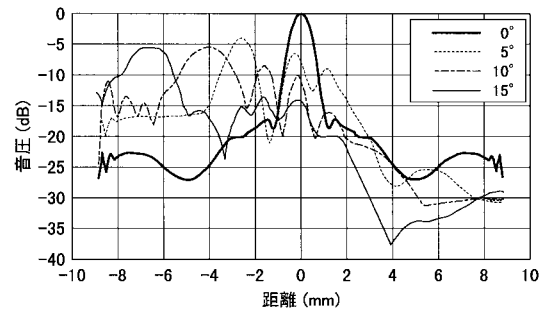
【 図 6 】



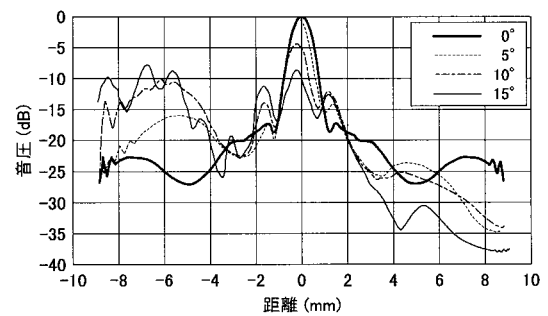
【 図 7 】



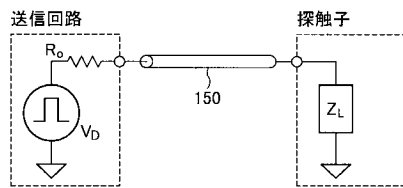
【 図 8 】



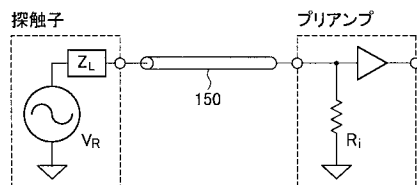
【 図 9 】



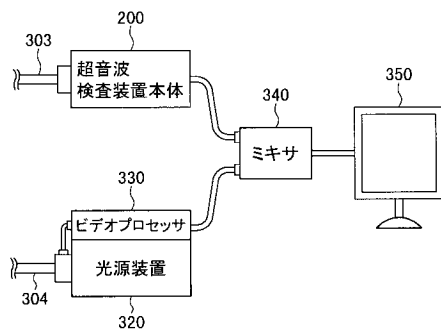
【図 10】



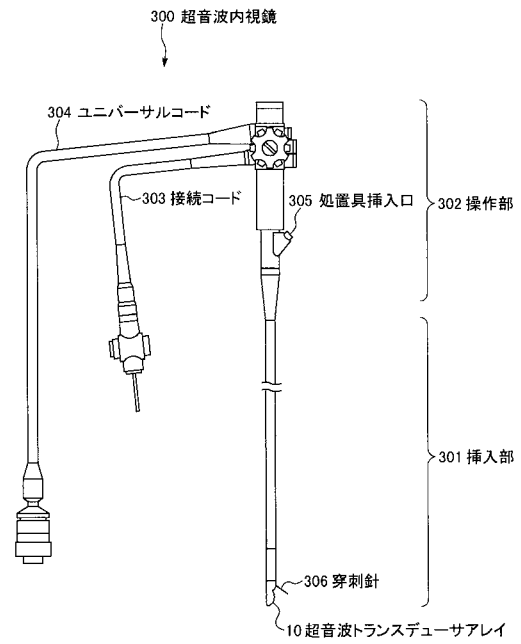
【図 11】



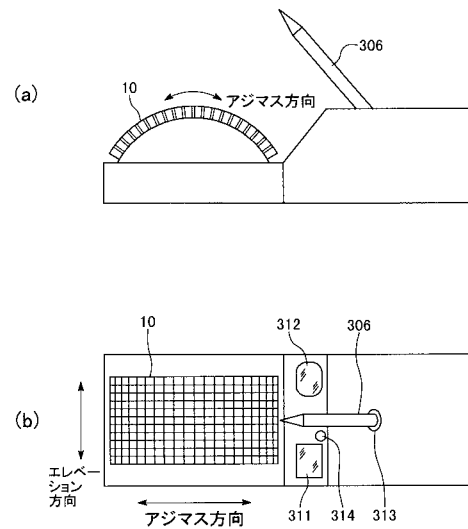
【図 13】



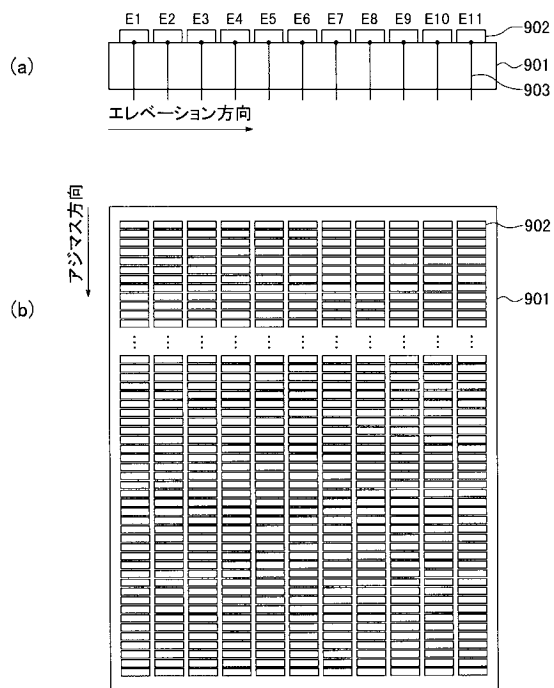
【図 12】



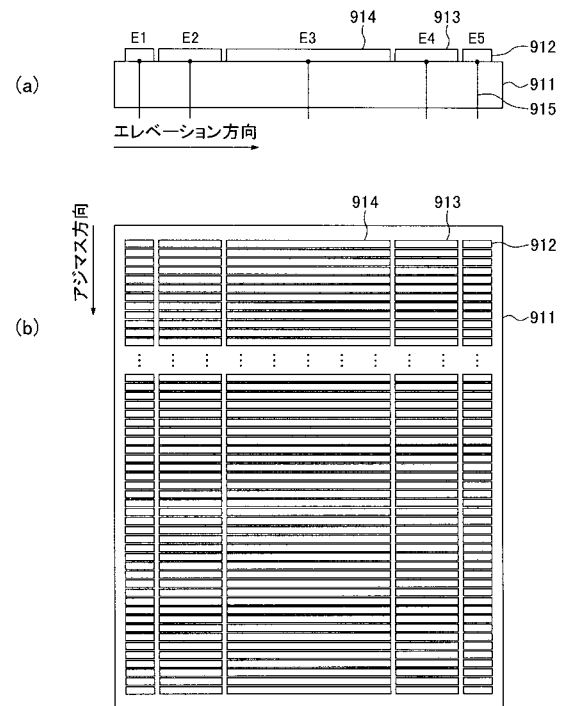
【図 14】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	超声波检测设备		
公开(公告)号	JP2008022887A	公开(公告)日	2008-02-07
申请号	JP2006195377	申请日	2006-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	瀬戸康宏		
发明人	瀬戸 康宏		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4494 B06B1/0629 G01S7/5208 G01S15/8925 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/FE02 4C601/GB07 4C601/GB08 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH22 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB10		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP4842726B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波检查装置，即使在超声波束发生偏转的情况下，也能够减少连接探头和超声波检查装置主体的电线的数量，并且抑制旁瓣。 解决方案：提供一种通过排列多个元素行而形成的多行阵列，每个元素行中的多个超声换能器彼此一维平行排列，并且在多行阵列的每一行中提供了两个相邻的行。 探头100具有多个开关SW1～SW10，该多个开关SW1～SW10根据超声波的发送方向和接收方向，通过使两个元件之间的电连接断开和闭合来形成多个元件组。 系统控制单元，用于控制其打开和关闭，驱动信号生成单元，用于生成分别提供给多个元件组的多个驱动信号，从多个元件组分别输出的多个接收信号以处理图像 它包括一个用于产生信号的前置放大器和一个光束处理器。

[选型图]图1

