

(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2007-244415

(P2007-244415A)

(43) 公開日 平成19年9月27日(2007.9.27)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

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 16 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-67731 (P2006-67731)  
 (22) 出願日 平成18年3月13日 (2006.3.13)

(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 100075281  
 弁理士 小林 和憲  
 (74) 代理人 100095234  
 弁理士 飯嶋 茂  
 (74) 代理人 100117536  
 弁理士 小林 英了  
 (72) 発明者 唐澤 弘行  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士写真フイルム株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB08 BB21 BB22 BB24 EE12  
 EE13 EE22 FE02 FE03 GB04  
 GB05 GB06 GB21 HH24 HH36  
 JB03 JB10

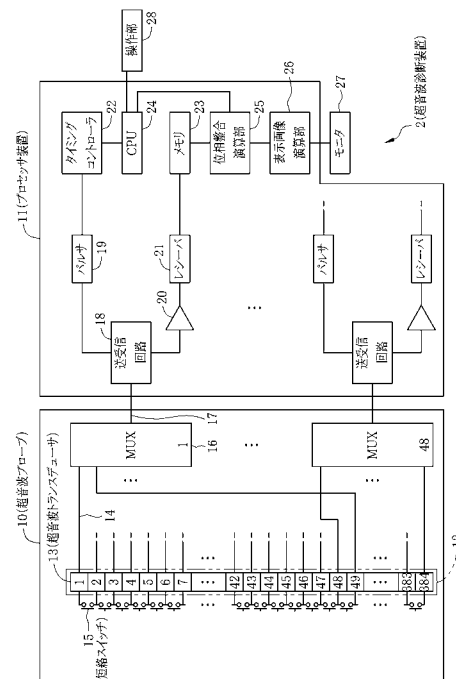
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】適切な開口幅で広い周波数帯域の超音波を扱いつつ、細径化を実現させる。

【解決手段】超音波プローブ10の超音波トランスデューサ13には、短絡スイッチ15が接続されている。短絡スイッチ15は、隣接するL個の超音波トランスデューサ13を1個の超音波トランスデューサ13と見做して纏めて同時に駆動させるために、L個の超音波トランスデューサ13間を短絡する。操作部28により設定変更された超音波の周波数帯域に応じて、Lが変更される。超音波トランスデューサ13に繋がれた配線14には、MUX16が接続され、MUX16によりN個の超音波トランスデューサの中から、駆動させるM個の超音波トランスデューサが選択的に切り替えられる。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信する N 個の超音波トランスデューサが先端に配列された超音波プローブにおいて、

前記 N 個の超音波トランスデューサの中から、駆動させる M 個の超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサと、

隣接する L 個の超音波トランスデューサを同時に駆動させるために、前記 L 個の超音波トランスデューサ間を短絡する短絡手段とを備えたことを特徴とする超音波プローブ。

## 【請求項 2】

前記 L は、前記超音波の周波数帯域に応じて変更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 L は、前記超音波の焦点距離に応じて変更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 L は、前記 M の約数であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

## 【請求項 5】

体腔内に挿入して使用される体腔内診断用であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。 20

## 【請求項 6】

前記被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する超音波内視鏡である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プローブ。

## 【請求項 7】

前記超音波トランスデューサは、周波数帯域の幅が略 3 ~ 20 MHz の超音波を送受信することを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の超音波プローブ。

## 【請求項 8】

前記 M 個の超音波トランスデューサは、所定の遅延時間で順次駆動されることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波プローブ。

## 【請求項 9】

被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信する N 個の超音波トランスデューサが先端に配列された超音波プローブと、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とからなる超音波診断装置において、 30

前記超音波プローブは、前記 N 個の超音波トランスデューサの中から、駆動させる M 個の超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサと、

隣接する L 個の超音波トランスデューサを同時に駆動させるために、前記 L 個の超音波トランスデューサ間を短絡する短絡手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記超音波の周波数帯域に応じて、前記 L を変更する第 1 設定変更手段を備えたことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。 40

## 【請求項 11】

前記超音波の焦点距離に応じて、前記 L を変更する第 2 設定変更手段を備えたことを特徴とする請求項 9 または 10 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 12】

前記 L は、前記 M の約数であることを特徴とする請求項 9 ないし 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 13】

前記超音波プローブは、体腔内に挿入して使用される体腔内診断用であることを特徴とする請求項 9 ないし 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 14】

前記超音波プローブは、前記被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する超音波内視鏡であることを特徴とする請求項 9 ないし 13 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記超音波トランスデューサは、周波数帯域の幅が略 3 ~ 20 MHz の超音波を送受信することを特徴とする請求項 9 ないし 14 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記 M 個の超音波トランスデューサを所定の遅延時間で順次駆動させる駆動手段を備えたことを特徴とする請求項 9 ないし 15 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、複数の超音波トランスデューサが先端に配列された超音波プローブ、および超音波プローブと、超音波画像を生成するプロセッサ装置とからなる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから被検体の被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号をプロセッサ装置で電氣的に処理することによって得られる。

【0003】

20

また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能で、超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブや、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列し、駆動する超音波トランスデューサを電子スイッチなどで選択的に切り替える電子スキャン走査方式の超音波プローブも知られている。

【0004】

電子スキャン走査方式の超音波プローブには、プローブ先端に複数の超音波トランスデューサを扇状に配置したコンベックス電子走査方式がある。また、プローブ先端の円筒の周面に複数の超音波トランスデューサを配置したラジアル電子走査方式がある。

【0005】

30

コンベックス電子走査方式やラジアル電子走査方式を採用した超音波プローブには、電子内視鏡の鉗子口に挿入されるタイプや、撮像装置と一体化されたいわゆる超音波内視鏡など、体腔内に挿入して使われるものがある。このような体腔内診断用超音波プローブでは、体腔内に挿入した際の患者への負担を軽減させるために、プローブの細径化を図る様々な試みがなされている。

【0006】

プローブを細径化する試みとしては、2次元アレイ振動子を複数のサブアレイから構成し、サブアレイ毎に複数のグループに分け、マルチプレクサを用いて、サブアレイ毎に超音波およびエコー信号の伝送を行うことにより、超音波プローブとプロセッサ装置とを繋ぐ配線の本数を減らした超音波診断装置が提案されている（特許文献 1 参照）。

40

【0007】

ところで、超音波断層画像を利用して医療診断を行う場合、生体には固体差（例えば、脂肪量の差）や組織によって超音波の伝播特性が異なるため、その深さ方向に応じた周波数の超音波を照射しなければ、的確な診断に供する超音波断層画像を得ることができない。また、周波数の高い超音波では、高分解能ではあるが深い部分の画像が得られないため、同じ部位を観察する際でも、周波数の低い超音波を照射して深い部分も含めた全体像を観察し、その後、病変と思われる部位を詳細に観察するために、高分解能の高い周波数の超音波を照射して再度観察することがある。

【0008】

このため、従来は、使用周波数帯域の異なる超音波トランスデューサを搭載した複数の

50

超音波プローブを準備し、これらを被観察部位に応じて使い分けていたが、プローブの出し入れが患者の負担を大きくするという問題が生じていた。

【0009】

上記問題を解決するために、2種類の周波数の超音波の送受信が可能な2周波トランスデューサを用い、2種類の周波数帯域における超音波画像が得られる超音波診断装置が提案されている（特許文献2参照）。また、基本波と高調波とをそれぞれ受信する2種類の受信素子を備えたスパース型2次元アレイ振動子を用い、広い周波数帯域の超音波を扱うことができるようにした超音波診断装置が提案されている（特許文献3参照）。この超音波診断装置では、同一種類の受信素子同士を短絡して、超音波プローブとプロセッサ装置とを繋ぐ配線の本数を減らす旨が記載されている。

10

【特許文献1】特開2005-34634号公報

【特許文献2】特開平5-56980号公報

【特許文献3】特開2004-222827号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

ここで、例えば、2次元超音波トランスデューサアレイなど、複数の超音波トランスデューサが配列された超音波プローブを用いて、一部の超音波トランスデューサ（素子群）を纏めて駆動し、駆動する素子群をずらしながら、広い周波数帯域で超音波の走査を行おうとした場合、高い周波数の超音波を照射するためには、サイドローブが少ない適切な超音波ビームを形成するために超音波トランスデューサ同士のピッチを狭くする必要がある。逆に、低い周波数の超音波を照射する際には、所望の焦点距離で超音波ビームを絞るために高周波駆動時に比べて開口幅を広くとる必要があるため、素子群を構成する超音波トランスデューサの個数Mを高周波駆動時よりも増やさなければならない。

20

【0011】

したがって、高周波駆動に合わせてピッチを狭くするとMが増加し、たとえマルチプレクサでM個の超音波トランスデューサを選択的に切り替えたとしても、細径化に寄与するほどの配線の減少は望めなくなる。また、低周波駆動に合わせて広い開口幅を得るためにピッチを広くとると、前述のように高周波駆動時の超音波ビームが不適切となる。

【0012】

特許文献3では、広い周波数帯域で超音波を扱う場合に直面する上記のような問題を解決するに足る記載がなく、適切な開口幅で広い周波数帯域の超音波を扱いつつ、プローブの細径化を実現させることができなかった。

30

【0013】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、適切な開口幅で広い周波数帯域の超音波を扱いつつ、細径化を実現させることができる超音波プローブ、および超音波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】

【0014】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信するN個の超音波トランスデューサが先端に配列された超音波プローブにおいて、前記N個の超音波トランスデューサの中から、駆動させるM個の超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサと、隣接するL個の超音波トランスデューサを同時に駆動させるために、前記L個の超音波トランスデューサ間を短絡する短絡手段とを備えたことを特徴とする。

40

【0015】

前記Lは、前記超音波の周波数帯域に応じて変更されることが好ましい。また、前記Lは、前記超音波の焦点距離に応じて変更されることが好ましい。また、前記Lは、前記Mの約数であることが好ましい。

【0016】

50

体腔内に挿入して使用される体腔内診断用であることが好ましい。また、前記被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する超音波内視鏡であることが好ましい。

【0017】

前記超音波トランスデューサは、周波数帯域の幅が略3～20MHzの超音波を送受信することが好ましい。

【0018】

前記M個の超音波トランスデューサは、所定の遅延時間で順次駆動されることが好ましい。

【0019】

また、本発明は、被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信するN個の超音波トランスデューサが先端に配列された超音波プローブと、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とからなる超音波診断装置において、前記超音波プローブは、前記N個の超音波トランスデューサの中から、駆動させるM個の超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサと、隣接するL個の超音波トランスデューサを同時に駆動させるために、前記L個の超音波トランスデューサ間を短絡する短絡手段とを備えたことを特徴とする。

10

【0020】

前記超音波の周波数帯域に応じて、前記Lを変更する第1設定変更手段を備えることが好ましい。また、前記超音波の焦点距離に応じて、前記Lを変更する第2設定変更手段を備えることが好ましい。また、前記Lは、前記Mの約数であることが好ましい。

20

【0021】

前記超音波プローブは、体腔内に挿入して使用される体腔内診断用であることが好ましい。また、前記超音波プローブは、前記被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する超音波内視鏡であることが好ましい。

【0022】

前記超音波トランスデューサは、周波数帯域の幅が略3～20MHzの超音波を送受信することが好ましい。

【0023】

前記M個の超音波トランスデューサを所定の遅延時間で順次駆動させる駆動手段を備えることが好ましい。

30

【発明の効果】

【0024】

本発明の超音波プローブ、および超音波診断装置によれば、N個の超音波トランスデューサの中から、駆動させるM個の超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサと、隣接するL個の超音波トランスデューサを同時に駆動させるために、L個の超音波トランスデューサ間を短絡する短絡手段とを備えたので、適切な開口幅で広い周波数帯域の超音波を扱いつつ、細径化を実現させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

図1において、超音波診断装置2は、超音波プローブ10と、プロセッサ装置11とからなる。超音波プローブ10は、例えば10mmの外径を有し、電子内視鏡の鉗子口に挿入される細径プローブ、あるいは電子内視鏡と一体化されたいわゆる超音波内視鏡であり、被検体の体腔内に挿入して使用される。

40

【0026】

超音波プローブ10の先端には、超音波トランスデューサアレイ12が配設されている。超音波トランスデューサアレイ12には、例えば、円筒状の支持体の周面に、N=384個の超音波トランスデューサ13がピッチ0.08mmで配列されたラジアル電子走査方式が採用されている。なお、超音波トランスデューサアレイ12として、凸状に形成された支持体上に、1次元、または1.5、2次元アレイ状にN個の超音波トランスデューサ13が配列されたコンベックス電子走査方式を採用してもよい。

50

## 【 0 0 2 7 】

超音波トランスデューサ 1 3 には、周波数帯域が略 3 ~ 2 0 M H z の超音波を送受信するものが用いられている。超音波診断装置 2 では、後述する操作部 2 8 を操作することにより、例えば、3 . 3 M H z、5 M H z、6 . 7 M H z、1 0 M H z、2 0 M H z の 5 段階で周波数帯域の切り替えが可能となっている。これにより、超音波プローブ 1 0 を用いることで、目的や用途に合った周波数の超音波で診断を行うことができる。すなわち、深い部分も含めた全体像を観察したいときには、3 . 3 M H z、5 M H z といった低い周波数の超音波を用い、病変と思われる部位を詳細に観察する際には、1 0 M H z、2 0 M H z といった高い周波数の超音波を用いる。

## 【 0 0 2 8 】

超音波トランスデューサ 1 3 には、配線 1 4、および短絡スイッチ 1 5 が繋がれている。配線 1 4 は、後述するパルサ 1 9 から出力される励振パルス、および超音波トランスデューサ 1 3 で受信されたエコー信号を伝送する。

## 【 0 0 2 9 】

短絡スイッチ 1 5 は、隣接する超音波トランスデューサ 1 3 間を短絡する。短絡スイッチ 1 5 には、後述する C P U 2 4 からの制御線（図示せず）が繋がれている。短絡スイッチ 1 5 の動作は、制御線を介して C P U 2 4 から入力される制御信号によって制御される。

## 【 0 0 3 0 】

超音波トランスデューサ 1 3 を周波数帯域 2 0 M H z で駆動させる際には、短絡スイッチ 1 5 が全てオフされ、各超音波トランスデューサ 1 3 が個別に駆動される。対して、短絡スイッチ 1 5 がオンされているときには、短絡スイッチ 1 5 により繋がれた隣接する L 個の超音波トランスデューサ 1 3 が纏めて同時に駆動される。

## 【 0 0 3 1 】

図 2 ( A ) に示すように、超音波トランスデューサ 1 3 を周波数帯域 3 . 3 M H z で駆動させる際には、短絡スイッチ 1 5 が 5 個おきにオフ（矢印で示す。）され、L = 6 個の超音波トランスデューサ 1 3 が纏めて同時に駆動される。同様に、( B ) ~ ( D ) に示すように、超音波トランスデューサ 1 3 を周波数帯域 5 M H z、6 . 7 M H z、1 0 M H z で駆動させる際には、短絡スイッチ 1 5 が 3 個、2 個、1 個おきにオフされ、それぞれ L = 4 個、3 個、2 個の超音波トランスデューサ 1 3 が纏めて同時に駆動される。つまり、3 . 3 M H z、5 M H z、6 . 7 M H z、1 0 M H z の周波数帯域で超音波トランスデューサ 1 3 を駆動した場合、2 0 M H z で駆動した場合と比べて、超音波ビームの開口幅はそれぞれ 6 倍、4 倍、3 倍、2 倍となる。

## 【 0 0 3 2 】

図 1 に戻って、配線 1 4 には、M = 4 8 個のマルチプレクサ（以下、M U X と表記する。）1 6 が接続されている。m ( m = 1 ~ 4 8 ) 番目の M U X 1 6 には、4 8 k + m ( k = 0 ~ 7 ) 番目の超音波トランスデューサ 1 3 からの配線 1 4 が繋がれている。1 台の M U X 1 6 には、合計 8 本の配線 1 4 が繋がる。M U X 1 6 は、3 8 4 個の超音波トランスデューサ 1 3 の中から、駆動させる 4 8 個（短絡スイッチ 1 5 がオンされている場合は、実際には 4 8 × L 個の超音波トランスデューサ 1 3 が駆動されているが、L 個の超音波トランスデューサ 1 3 を 1 個と見做す。）の超音波トランスデューサ 1 3 を選択的に切り替え、励振パルスおよびエコー信号の 1 回の送受信毎に、4 8 個のブロック単位で駆動させる超音波トランスデューサ 1 3 を 1 ~ 数個ずつずらす。

## 【 0 0 3 3 】

ここで、L を M の約数（上記の例では、M = 4 8 であるので、L は、2、3、4、6、8、1 2、1 6、2 4 のいずれかであることが好ましい。）とすることで、M U X 1 6 の配線パターンを固定したまま、M U X 1 6 の出力パターンを制御するだけで、4 8 × L 個の超音波トランスデューサ 1 3 を順次駆動させることが可能となる。

## 【 0 0 3 4 】

m 番目の M U X 1 6 の配線パターンは、M U X 1 6 の出力端を 8 とすると、前述のよう

10

20

30

40

50

に  $M (= 48) \times k + m$  ( $k = 0 \sim 7$ ) 番目の超音波トランスデューサ 13 からの配線 14 が繋がれている。これに対して、 $L$  個の超音波トランスデューサ 13 を短絡した場合、 $m$  番目の MUX 16 の出力は、以下の超音波トランスデューサ 13 を順次選択することで、 $M \times L$  個の超音波トランスデューサ 13 をずらしながら駆動することができる。

$$m \bmod L = 1; m + L \times k \times M (N)$$

$$m \bmod L = 2; m + M + L \times k \times M (N)$$

...

$$m \bmod L = 0; m + (L - 1) \times M + L \times k \times M (N)$$

なお、セミコロンの左側の  $m \bmod L = X$  は、 $m$  を  $L$  で除算したときに余りが  $X$  となる  $m$  を示し、セミコロンの右側の数式は、左側で表されるような  $m$  の MUX 16 で順次選択する超音波トランスデューサ 13 の番号を示す。 10

つまり、例えば、 $M = 48$ 、 $L = 3$  のとき、 $m = 1$ 、 $4$ 、 $7$ 、 $\dots$ 、 $46$  番目の MUX 16 は、 $m$ 、 $m + 144$ 、 $m + 288$  ( $384$ )、 $m = 2$ 、 $5$ 、 $8$ 、 $\dots$ 、 $47$  番目の MUX 16 は、 $m + 48$ 、 $m + 192$ 、 $m + 336$  ( $384$ )、 $m = 3$ 、 $6$ 、 $9$ 、 $\dots$ 、 $48$  番目の MUX 16 は、 $m + 96$ 、 $m + 240$ 、 $m + 384$  ( $384$ ) とずらしながら駆動する。

【0035】

MUX 16 には、配線 17 が接続されている。配線 17 は、MUX 16 の直後からシールド線となり、これらが束ねられてケーブルとなっている。ケーブルの後端には、コネクタ部 (図示せず) が設けられており、このコネクタ部をプロセッサ装置 11 のコネクタ部 (図示せず) に差し込むことにより、超音波プローブ 10 とプロセッサ装置 11 とが電氣的に接続される。 20

【0036】

配線 17 は、ケーブル、およびコネクタ部を介して、プロセッサ装置 11 の 48 個の送受信回路 18 に接続されている。送受信回路 18 は、超音波トランスデューサ 13 による超音波およびエコー信号の送受信の切り替えを、所定の時間間隔で行う。

【0037】

送受信回路 18 には、パルサ 19 と、増幅器 20 およびレシーバ 21 とが接続されている。パルサ 19 は、超音波を発生させるための励振パルスを送受信回路 18 に出力する。増幅器 20 は、送受信回路 18 から出力されたエコー信号を増幅する。レシーバ 21 は、増幅器 20 で増幅されたエコー信号を受信する。 30

【0038】

パルサ 19 およびレシーバ 21 には、タイミングコントローラ 22 およびメモリ 23 がそれぞれ接続されている。タイミングコントローラ 22 は、CPU 24 の制御の下に、励振パルスを発生させるための励振信号をパルサ 19 に出力する。パルサ 19 は、この励振信号に基づいて、超音波トランスデューサ 13 に励振パルスを発する。メモリ 23 は、レシーバ 21 で受信されたエコー信号を一旦格納する。

【0039】

メモリ 23 には、位相整合演算部 25 が接続されている。位相整合演算部 25 は、CPU 24 の制御の下に、メモリ 23 からの各エコー信号に対して、時間差に応じた遅延を与えた後、各エコー信号を加算する。 40

【0040】

位相整合演算部 25 で加算されたエコー信号は、表示画像演算部 26 に入力される。表示画像演算部 26 は、位相整合演算部 25 からの信号に各種画像処理を施した後、テレビ信号の走査方式 (NTSC 方式) に変換する。モニタ 27 は、表示画像演算部 26 により NTSC 方式に変換された信号をアナログ信号に変換し、これを超音波画像として表示する。

【0041】

CPU 24 には、操作部 28 が接続されている。操作部 28 は、キーボードやマウス、あるいはタッチパネルなどから構成されている。超音波トランスデューサ 13 の駆動周波 50

数帯域を設定変更する際には、操作部 28 が操作される。CPU 24 は、操作部 28 からの操作入力信号に応じて、各部を動作させる。

【0042】

被観察部位の超音波画像を取得する際には、まず、超音波プローブ 10 を電子内視鏡の鉗子口から被検体の体腔内に挿入し（超音波プローブ 10 が超音波内視鏡であった場合は超音波プローブ 10 自体を挿入し）、電子内視鏡（超音波プローブ 10 が超音波内視鏡であった場合は先端に配された撮像装置）で体腔内を観察しながら、被観察部位を探索する。

【0043】

そして、被観察部位に超音波プローブ 10 の先端が到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、CPU 24 の制御の下に、MUX 16 により駆動すべき超音波トランスデューサ 13 に接続された配線 14 が選択され、タイミングコントローラ 22 からの励振信号によりパルス 19 から励振パルスが発せられる。 10

【0044】

パルス 19 からの励振パルスは、送受信回路 18、配線 17、MUX 16、および配線 14 を通って、超音波トランスデューサ 13 に伝送される。超音波トランスデューサ 13 は、この励振パルスにより励振され、これにより、超音波トランスデューサ 13 から被観察部位に向けて超音波が照射される。

【0045】

超音波の照射後、被観察部位からのエコー信号が超音波トランスデューサ 13 で受信される。エコー信号は、配線 14、MUX 16、配線 17、および送受信回路 18 を通って、増幅器 20 で増幅され、レシーバ 21 に受信される。励振パルスおよびエコー信号の 1 回の送受信が終了すると、MUX 16 により駆動させる超音波トランスデューサ 13 が切り替えられて上記同様の処理が施され、被観察部位に超音波が走査される。 20

【0046】

レシーバ 21 で受信されたエコー信号は、メモリ 23 に入力され、メモリ 23 に一旦格納される。メモリ 23 に格納されたエコー信号は、CPU 24 の制御の下に、位相整合演算部 25 で時間差に応じた遅延がかけられて加算される。位相整合演算部 25 で加算されたエコー信号は、表示画像演算部 26 により NTSC 方式に変換され、アナログ信号に変換されてモニタ 27 に超音波画像として表示される。 30

【0047】

操作部 28 が操作されて超音波トランスデューサ 13 の駆動周波数帯域が設定変更された場合は、操作部 28 からの操作入力信号に応じて、CPU 24 から短絡スイッチ 15 に制御信号が送信される。そして、送信された制御信号に基づいて短絡スイッチ 15 が駆動され、それぞれの周波数帯域に適した開口幅で超音波ビームが出力される。

【0048】

以上説明したように、超音波の周波数帯域に応じて、短絡スイッチ 15 で隣接する L 個の超音波トランスデューサ 13 間を短絡し、MUX 16 で 48 個の駆動すべき超音波トランスデューサ 13 を選択的に切り替えるようにしたので、配線 17 の本数が 384 本の配線 14 から 48 本に減らされ、MUX 16 を介挿することによる効果を最大限に発揮することができ、また、それぞれの周波数帯域に適した開口幅で超音波ビームが出力され、低周波駆動に合わせて超音波トランスデューサ 13 のピッチを広げる必要がなくなる。 40

【0049】

また、上記実施形態のように、体腔内診断用プローブや超音波内視鏡に本発明を適用すれば、広い周波数帯域且つ細径なプローブの要求が高いため、特に有用である。さらに、略 3 ~ 20 MHz の周波数帯域を有する超音波トランスデューサ 13 を用いたので、プローブを出し入れすることなく、1 本のプローブで一貫した診断を行うことができる。

【0050】

上記実施形態では、384 個の超音波トランスデューサ 13 のうち、48 個の超音波トランスデューサ 13 を纏めて駆動し、駆動するブロックをずらしながら超音波の走査を行 50



うラジアル電子走査方式を例に挙げて説明したが、超音波トランスデューサ 13 を所定の遅延時間で順次駆動させる、いわゆるセクタ電子走査方式に本発明を適用してもよい。この場合、遅延時間の制御は、タイミングコントローラ 22 で行う。

【0051】

ここで、セクタ電子走査方式では、超音波トランスデューサ間のピッチが広がると、グレーティングサイドローブが形成されやすくなるが、本発明を適用すれば、ピッチを狭くすることができるので、グレーティングサイドローブの形成を抑制することができる。

【0052】

上記実施形態では、操作部 28 で入力された超音波の周波数帯域に応じて、短絡スイッチ 15 で短絡する超音波トランスデューサ 13 の個数 L を変更しているが、この代わりに、またはこれに加えて、操作部 28 で超音波ビームの焦点距離を入力可能に構成し、焦点距離に応じて L を変更してもよい。この場合、焦点距離が遠くなるに連れて L を増加させるようにする。

10

【0053】

なお、上記実施形態の超音波トランスデューサの配列個数や同時に駆動させる超音波トランスデューサの個数などの数値は一例であり、本発明を特に限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図 1】超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図 2】短絡スイッチの動作状態を示す説明図であり、(A) は 3 . 3 M H z 、(B) は 5 M H z 、(C) は 6 . 7 M H z 、(D) は 1 0 M H z の周波数帯域で超音波トランスデューサを駆動させる場合をそれぞれ示す。

20

【符号の説明】

【0055】

2 超音波診断装置

10 超音波プローブ

11 プロセッサ装置

13 超音波トランスデューサ

15 短絡スイッチ

16 マルチプレクサ ( M U X )

30

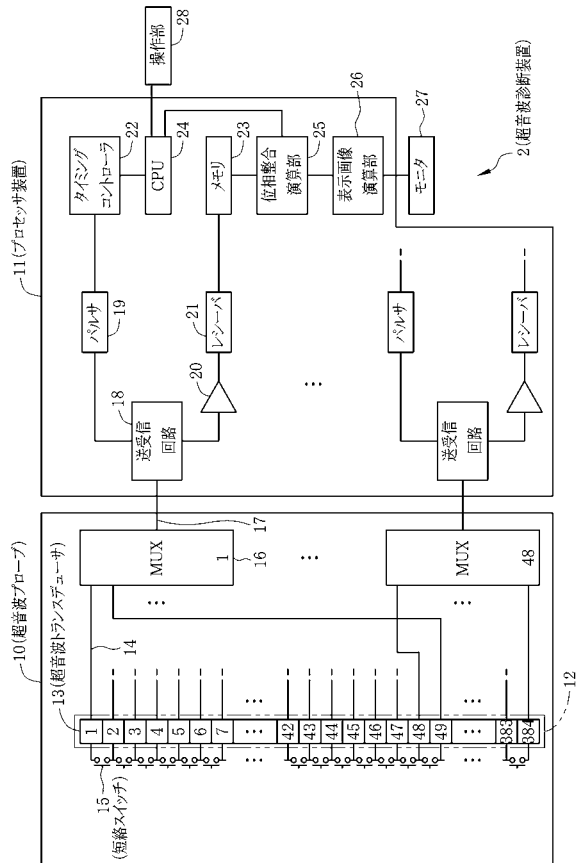
18 送受信回路

22 タイミングコントローラ

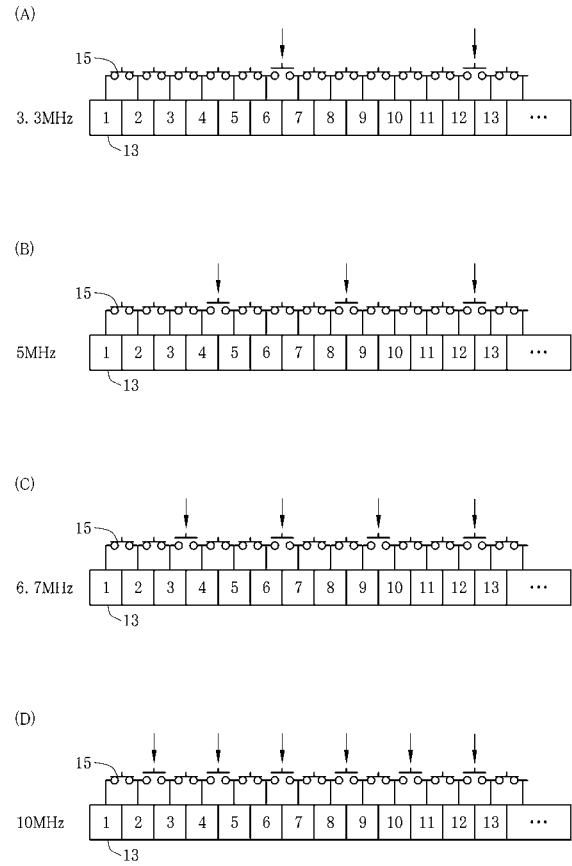
24 C P U

28 操作部

【図 1】



【図 2】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007244415A</a>	公开(公告)日	2007-09-27
申请号	JP2006067731	申请日	2006-03-13
[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	唐澤弘行		
发明人	唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE22 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GB06 4C601/GB21 4C601/HH24 4C601/HH36 4C601/JB03 4C601/JB10		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：为了实现直径的减小，同时以适当的开口宽度处理宽范围频率的超声波。解决方案：短路开关15连接到超声波探头10的超声波换能器13。短路开关15使L个单元的超声波换能器13之间短路，同时通过组合并将它们作为相邻的超声波换能器13驱动L单元。一个单位的超声换能器13.L根据超声波组的频率范围进行修改并由操作部分28修改.MUX16连接到耦合到超声换能器13的布线14，并且M单位的超声换能器将被连接到超声换能器13。通过MUX 16选择性地从N个单位的超声换能器中切换出驱动器

