



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

半円周状又は多角形状に配列された複数の2次元超音波トランステューサアレイであつて、各々の2次元超音波トランステューサアレイが、M行N列（M、Nは2以上の整数）に配列された複数の超音波トランステューサを含んで3次元走査を行う、前記複数の2次元超音波トランステューサアレイと、

前記複数の2次元超音波トランステューサアレイにおいて同じ行及び同じ列に位置する複数の超音波トランステューサの第1の電極を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第1群の配線と、

各々の2次元超音波トランステューサアレイに含まれている複数の超音波トランステューサの第2の電極を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第2群の配線と、

を具備する超音波内視鏡。

**【請求項 2】**

半円周状又は多角形状に配列された複数の2次元超音波トランステューサアレイであつて、各々の2次元超音波トランステューサアレイが、M行N列（M、Nは2以上の整数）に配列された複数の超音波トランステューサを含んで3次元走査を行う、前記複数の2次元超音波トランステューサアレイと、

前記複数の2次元超音波トランステューサアレイにおいて同じ行及び同じ列に位置する複数の超音波トランステューサの第1の電極を互いに電気的に接続する第1群の配線と、

前記第1群の配線に接続された第1の端子をそれぞれ有する複数の可変遅延線部と、

各々の2次元超音波トランステューサアレイにおいて同じ行に位置する複数の超音波トランステューサにそれぞれ接続された複数の可変遅延線部の第2の端子を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第2群の配線と、

各々の2次元超音波トランステューサアレイに含まれている複数の超音波トランステューサの第2の電極を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第3群の配線と、

を具備する超音波内視鏡。

**【請求項 3】**

請求項1記載の超音波内視鏡と、

複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第1群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランステューサアレイに出力する送信手段と、

前記第2群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段と、

前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第2群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランステューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランステューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記送信手段における複数の駆動信号の遅延量を制御する制御手段と、

を具備する超音波内視鏡装置。

**【請求項 4】**

請求項2記載の超音波内視鏡と、

複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第2群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランステューサアレイに出力する送信手段と、

前記第3群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段と、

前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第3群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランステューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランステューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記複数の可変遅延線部に複数の駆動信号の遅延量を制御する遅延量制御信号を供給する制御手段と、

を具備する超音波内視鏡装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 5】**

前記制御手段が、セクタ方式による3次元走査を行うように、前記送信手段における複数の駆動信号の遅延量を制御する、請求項3記載の超音波内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記制御手段が、セクタ方式による3次元走査を行うように、前記複数の可変遅延線部に複数の駆動信号の遅延量を制御する遅延量制御信号を供給する、請求項4記載の超音波内視鏡装置。

**【請求項 7】**

前記複数のスイッチ手段が、前記超音波内視鏡内に設けられている、請求項3～6のいずれか1項に記載の超音波内視鏡装置。

10

**【請求項 8】**

請求項1記載の超音波内視鏡と、  
前記第2群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段を備えたアダプタと、  
複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第1群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイに出力する送信手段と、前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第2群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランスデューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記送信手段における複数の駆動信号の遅延量を制御する制御手段とを備えた超音波観測装置と、

20

を具備する超音波内視鏡装置。

**【請求項 9】**

請求項2記載の超音波内視鏡と、  
前記第3群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段を備えたアダプタと、  
複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第2群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイに出力する送信手段と、前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第3群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランスデューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記複数の可変遅延線部に複数の駆動信号の遅延量を制御する遅延量制御信号を供給する制御手段とを備えた超音波観測装置と、

30

を具備する超音波内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療診断のために患者の体内に挿入して超音波断層像を撮影することが可能な超音波内視鏡、及び、そのような超音波内視鏡を備えた超音波内視鏡装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来より、超音波内視鏡を用いた穿刺処理は、体内に挿入された超音波内視鏡の挿入部の先端部から突出される穿刺針の突出状態を、超音波内視鏡の挿入部の先端部に設けられた複数個の超音波トランスデューサ（超音波振動子）を用いて撮像した超音波断層像によりリアルタイムで確認しながら行われている。しかし、このような超音波内視鏡を用いた穿刺処理は非常に難易度が高く、高度な手法を必要とする。

40

**【0003】**

例えば、下記の特許文献1には、目的部位が纖維化等により硬くなったり組織であっても、穿刺針を穿入する時の反動を抑えることにより穿刺処理の難易度を低減する超音波内視鏡が開示されている。この超音波内視鏡によれば、患者の体外に配置した磁場発生装置から磁力を印加すると共に、超音波内視鏡の可撓管部の先端側の湾曲部に近接する位置に設けられた電磁石に電流を流すことにより、超音波内視鏡の可撓管部の先端側の湾曲部に近

50

接する位置が、患者の気管の管腔壁に磁力で吸い付けられて固定される。これにより、超音波内視鏡を用いて穿刺針を体腔内の目的部位に穿入する時に、穿刺の反作用によって超音波内視鏡の挿入部が撓むことを防止して、目的部位が纖維化等により硬くなつた組織であつても、容易かつ確実に目的部位に穿刺針を穿入することができるようしている。

#### 【0004】

しかしながら、従来の超音波内視鏡は、図12の(a)に示すように、半円周状に一列に並べた複数個の超音波トランスデューサから構成されるコンベックス型の1次元超音波トランスデューサアレイ101を用いて超音波断層像を撮影しているため、超音波トランスデューサの幅方向のフォーカス幅により、Bモード画像では目的部位105に穿刺針102を穿入できているように見えても、実際には、図12の(b)に示すように、穿刺針102の中心線と目的部位105とが超音波トランスデューサの幅方向にずれている場合がある。

従つて、目的部位105が硬化した場合には特許文献1のように穿刺針102を穿入する時の反動を抑えることはできるが、目的部位105が硬化していない場合であつても、特に目的部位105が小さいときには、超音波トランスデューサの幅方向のフォーカス幅による穿刺針102の中心線と目的部位105とのずれを解消しない限り、穿刺処理の難易度を低減することはできない。

【特許文献1】特開2004-105289号公報(段落0022及び0023、図2)

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波トランスデューサの幅方向においても位置関係を把握することができる超音波内視鏡及び超音波内視鏡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】

#### 【0006】

上記課題を解決するため、本発明の第1の観点に係る超音波内視鏡は、半円周状又は多角形状に配列された複数の2次元超音波トランスデューサアレイであつて、各々の2次元超音波トランスデューサアレイが、M行N列(M、Nは2以上の整数)に配列された複数の超音波トランスデューサを含んで3次元走査を行う、前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイと、前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイにおいて同じ行及び同じ列に位置する複数の超音波トランスデューサの第1の電極を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第1群の配線と、各々の2次元超音波トランスデューサアレイに含まれている複数の超音波トランスデューサの第2の電極を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第2群の配線とを具備する。

#### 【0007】

本発明の第2の観点に係る超音波内視鏡は、半円周状又は多角形状に配列された複数の2次元超音波トランスデューサアレイであつて、各々の2次元超音波トランスデューサアレイが、M行N列(M、Nは2以上の整数)に配列された複数の超音波トランスデューサを含んで3次元走査を行う、前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイと、前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイにおいて同じ行及び同じ列に位置する複数の超音波トランスデューサの第1の電極を互いに電気的に接続する第1群の配線と、前記第1群の配線に接続された第1の端子をそれぞれ有する複数の可変遅延線部と、各々の2次元超音波トランスデューサアレイにおいて同じ行に位置する複数の超音波トランスデューサにそれぞれ接続された複数の可変遅延線部の第2の端子を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第2群の配線と、各々の2次元超音波トランスデューサアレイに含まれている複数の超音波トランスデューサの第2の電極を互いに電気的に接続し、それらの接続点を外部回路に電気的に接続するための第3群の配線と、を具備する。

10

20

30

40

50

## 【0008】

また、本発明の第1の観点に係る超音波内視鏡装置は、本発明の第1の観点に係る超音波内視鏡と、複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第1群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイに出力する送信手段と、前記第2群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段と、前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第2群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランスデューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記送信手段における複数の駆動信号の遅延量を制御する制御手段とを具備する。

## 【0009】

本発明の第2の観点に係る超音波内視鏡装置は、本発明の第2の観点に係る超音波内視鏡と、複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第2群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイに出力する送信手段と、前記第3群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段と、前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第3群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランスデューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記複数の可変遅延線部に複数の駆動信号の遅延量を制御する遅延量制御信号を供給する制御手段とを具備する。

## 【0010】

本発明の第3の観点に係る超音波内視鏡装置は、本発明の第1の観点に係る超音波内視鏡と、前記第2群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段を備えたアダプタと、複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第1群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイに出力する送信手段と、前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第2群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランスデューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記送信手段における複数の駆動信号の遅延量を制御する制御手段とを備えた超音波観測装置とを具備する。

## 【0011】

本発明の4観点に係る超音波内視鏡装置は、本発明の第2の観点に係る超音波内視鏡と、前記第3群の配線と接地電位とに接続された複数のスイッチ手段を備えたアダプタと、複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記第2群の配線を介して前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイに出力する送信手段と、前記複数のスイッチ手段に制御信号を供給して前記第3群の配線の各々を接地するか否かを制御することにより前記複数の2次元超音波トランスデューサアレイの内で使用されるアレイを選択し、選択された2次元超音波トランスデューサアレイ毎にそれぞれのエリア内の3次元走査を行うように、前記複数の可変遅延線部に複数の駆動信号の遅延量を制御する遅延量制御信号を供給する制御手段とを備えた超音波観測装置とを具備する。

## 【発明の効果】

## 【0012】

本発明によれば、超音波トランスデューサの幅方向においても位置関係を把握することができるため、例えば、目的部位が小さい場合でも穿刺針の中心線を目的部位に正確に合わせることができる。

また、超音波トランスデューサアレイ内の配線数を大幅に削減することができるため、2次元超音波トランスデューサアレイを複数個、半円周状又は多角形状に並べて超音波トランスデューサアレイを構成しても、超音波トランスデューサアレイ内の配線により超音波内視鏡の挿入部が太くなることを防ぐことができる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0013】

10

20

30

40

50

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。

本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡装置1は、図1に示すように、超音波内視鏡2と、超音波内視鏡2を接続可能な超音波観測装置3と、超音波観測装置3に接続された表示装置4とを含んでいる。

【0014】

超音波観測装置3は、操作卓11と、CPU(中央処理装置)12と、第1乃至第12のスイッチSW1～SW12と、送信回路14と、受信回路15と、処理部16と、デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)17と、画像メモリ18と、デジタル/アナログ変換器(D/A変換器)19とを含んでいる。

10

【0015】

超音波内視鏡2は、図2に示すように、挿入部21と、操作部22と、接続コード23と、ユニバーサルコード24とを含んでいる。

【0016】

超音波内視鏡2の挿入部21は、患者の体内に挿入することができるよう細長い可撓性の管状となっている。操作部22は、挿入部21の基端に設けられており、接続コード23を介して超音波観測装置3に接続されていると共に、ユニバーサルコード24を介して図示しない光源装置及び光学観測装置に接続されている。

【0017】

超音波内視鏡2の挿入部21には、照明窓及び観察窓が設けられている。照明窓には、光源装置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。また、観察窓には、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、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、観察光学系を構成する。

20

【0018】

さらに、超音波内視鏡2の挿入部21の先端には、コンベックス型の超音波トランスデューサアレイ30が設けられている。超音波トランスデューサアレイ30は、超音波観測装置3の送信回路14から供給される複数の駆動信号により超音波を発生すると共に、目的部位等から反射された超音波を受信して複数の受信信号を超音波観測装置3の受信回路15に出力する。また、超音波内視鏡2の挿入部21の先端には、操作部22に設けられた処置具挿入口25から挿入された穿刺針26が突出される孔が形成されている。

30

【0019】

超音波トランスデューサアレイ30は、図3に示すように、第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12を半円周状に並べて、第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12毎に3次元走査を行うものである。

【0020】

ここで、第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12の各々は、超音波トランスデューサを超音波トランスデューサアレイ30の円周方向に15行及びその幅方向に5列に平面状に並べて構成されている。

例えば、第1の2次元超音波トランスデューサアレイTA1は、図4及び図5に示すように、第1列の15個の超音波トランスデューサTA<sub>1-1-1</sub>～TA<sub>1-15-1</sub>と、第2列の15個の超音波トランスデューサTA<sub>1-1-2</sub>～TA<sub>1-15-2</sub>と、第3列の15個の超音波トランスデューサTA<sub>1-1-3</sub>～TA<sub>1-15-3</sub>と、第4列の15個の超音波トランスデューサTA<sub>1-1-4</sub>～TA<sub>1-15-4</sub>と、第5列の15個の超音波トランスデューサTA<sub>1-1-5</sub>～TA<sub>1-15-5</sub>とから構成されている。他の2次元超音波トランスデューサアレイTA2～TA12も同様に構成されている。

40

【0021】

なお、超音波撮像の分野では、超音波トランスデューサアレイの行と列とにおいて超音波トランスデューサの数が異なるものは一般に1.5次元超音波トランスデューサアレイと呼ばれ、超音波トランスデューサアレイの行と列とにおいて超音波トランスデューサの数が同じものは一般に2次元超音波トランスデューサアレイと呼ばれているが、本明細書

50

においては、両者とも2次元超音波トランステューサアレイと称する。

【0022】

超音波トランステューサ  $T_{1-1-1} \sim T_{12-15-5}$  の各々は、PZTやPVDF等の圧電素子を個別電極と共に通電極とで挟んだ超音波振動子によって構成されており、共通電極が接地（アース）された状態で個別電極に駆動信号が印加されることにより超音波を発生すると共に、目的部位等から反射された超音波を受けて個別電極に受信信号を発生する。

【0023】

第1乃至第12の2次元超音波トランステューサアレイ TA1～TA12において、同じ行及び同じ列に位置するそれぞれの超音波トランステューサの個別電極は、図5に示すように、同じ信号配線  $E_{L_{1-1}} \sim E_{L_{15-5}}$  に電気的に接続されている。

例えば、第1乃至第12の2次元超音波トランステューサアレイ TA1～TA12において、第1行第1列に位置する12個の超音波トランステューサ  $T_{1-1-1}, T_{2-1-1}, T_{3-1-1}, T_{4-1-1}, T_{5-1-1}, T_{6-1-1}, T_{7-1-1}, T_{8-1-1}, T_{9-1-1}, T_{10-1-1}, T_{11-1-1}, T_{12-1-1}$  の個別電極は、信号配線  $E_{L_{1-1}}$  に電気的に接続されている。また、第1乃至第12の2次元超音波トランステューサアレイ TA1～TA12において、第2行第1列に位置する12個の超音波トランステューサ  $T_{1-2-1}, T_{2-2-1}, T_{3-2-1}, T_{4-2-1}, T_{5-2-1}, T_{6-2-1}, T_{7-2-1}, T_{8-2-1}, T_{9-2-1}, T_{10-2-1}, T_{11-2-1}, T_{12-2-1}$  の個別電極は、信号配線  $E_{L_{2-1}}$  に電気的に接続されている。

【0024】

また、第1乃至第12の2次元超音波トランステューサアレイ TA1～TA12を構成する超音波トランステューサ  $T_{1-1-1} \sim T_{12-15-5}$  の共通電極は、図5に示すように、2次元超音波トランステューサアレイ TA1～TA12毎に同じ共通電極配線 G1～G12に電気的に接続されている。

【0025】

例えば、第1の2次元超音波トランステューサアレイ TA1を構成する  $15 \times 5$  個の超音波トランステューサ  $T_{1-1-1} \sim T_{1-15-1}, T_{1-1-2} \sim T_{1-15-2}, T_{1-1-3} \sim T_{1-15-3}, T_{1-1-4} \sim T_{1-15-4}, T_{1-1-5} \sim T_{1-15-5}$  の共通電極は、共通電極配線 G1に電気的に接続されている。また、第2の2次元超音波トランステューサアレイ TA2を構成する  $15 \times 5$  個の超音波トランステューサ  $T_{2-1-1} \sim T_{2-15-1}, T_{2-1-2} \sim T_{2-15-2}, T_{2-1-3} \sim T_{2-15-3}, T_{2-1-4} \sim T_{2-15-4}, T_{2-1-5} \sim T_{2-15-5}$  の共通電極は、共通電極配線 G2に電気的に接続されている。

【0026】

このようにして超音波トランステューサ  $T_{1-1-1} \sim T_{12-15-5}$  の個別電極及び共通電極の配線を行うことにより、配線数は、信号配線  $E_{L_{1-1}} \sim E_{L_{15-5}}$  の数 75 ( $= 15 \times 5$ ) 本と共通電極配線 G1～G12の数 12 本との和である 87 本となる。その結果、超音波トランステューサ  $T_{1-1-1} \sim T_{12-15-5}$  の個別電極にそれぞれ信号配線を配線し共通電極に 1 本の共通電極配線を配線する場合の配線数 901 ( $12 \times 15 \times 5 + 1$ ) 本に比べて、配線数を大幅に削減することができる。

【0027】

なお、信号配線  $E_{L_{1-1}} \sim E_{L_{15-5}}$  は、図2に示す接続コード23を介して図1に示す超音波観測装置3の送信回路14及び受信回路15に接続されており、また、共通電極配線 G1～G12は、接続コード23を介して超音波観測装置3の第1乃至第12のスイッチ SW1～SW12に接続されている。

【0028】

図1に示す超音波観測装置3の操作卓11は、超音波内視鏡2における超音波撮像動作の開始/停止を制御する制御信号AをCPU12に出力する。

CPU12は、操作卓11から入力される制御信号Aに基づいて、第1乃至第12のスイッチ SW1～SW12のオン/オフを制御する第1乃至第12のスイッチ制御信号 B1～B12を第1乃至第12のスイッチ SW1～SW12にそれぞれ出力すると共に、送信回路14の動作の開始/停止及び複数の駆動信号の遅延時間(遅延量)を制御する送信回

10

20

30

40

50

路制御信号 A 1 を送信回路 1 4 に出力する。

【 0 0 2 9 】

第 1 乃至第 1 2 のスイッチ SW 1 ~ SW 1 2 は、CPU 1 2 から入力される第 1 乃至第 1 2 のスイッチ制御信号 B 1 ~ B 1 2 に基づいてオン / オフする。第 1 乃至第 1 2 のスイッチ SW 1 ~ SW 1 2 がオンすると共通電極配線 G 1 ~ G 1 2 がそれぞれ接地され、第 1 乃至第 1 2 のスイッチ SW 1 ~ SW 1 2 がオフすると共通電極配線 G 1 ~ G 1 2 がそれぞれ開放状態となる。超音波トランスデューサは共通電極が接地されている状態でのみ動作するので、超音波トランスデューサ T<sub>1-1-1</sub> ~ T<sub>12-15-5</sub> を第 1 乃至第 1 2 の 2 次元超音波トランスデューサアレイ TA 1 ~ TA 1 2 毎に動作させることができる。

【 0 0 3 0 】

送信回路 1 4 は、送信回路 1 4 の動作開始を指示する送信回路制御信号 A 1 が CPU 1 2 から入力されると、駆動信号を生成して、信号配線 E L<sub>1-1</sub> ~ E L<sub>15-5</sub> 上に出力する。

【 0 0 3 1 】

受信回路 1 5 は、共通電極が接地されている超音波トランスデューサアレイに含まれている複数の超音波トランスデューサから信号配線 E L<sub>1-1</sub> ~ E L<sub>15-5</sub> を介して入力される受信信号を所定の増幅度で増幅した後、A / D 変換を行うことにより、増幅された受信信号をデジタル受信信号に変換する。さらに、受信回路 1 5 は、デジタル受信信号に対して位相整合等の処理を行って受信フォーカス処理を施し、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線データを形成する。

【 0 0 3 2 】

処理部 1 6 は、受信回路 1 5 によって形成された音線データに対して、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を行い、B モード画像用データを生成する。あるいは、処理部 1 6 は、受信回路 1 5 によって形成された音線データに基づいて、血流からの反射成分のみを抽出したドップラー画像用データを生成する。

【 0 0 3 3 】

DSC 1 7 は、処理部 1 6 で生成された B モード画像用データ又はドップラー画像用データが通常のテレビジョン信号の走査方式と異なる走査方式によって得られたものであるため、このデータを通常の画像データに変換（ラスター変換）する。画像メモリ 1 8 は、DSC 1 7 で生成された画像データを格納する。D / A 変換器 1 9 は、画像メモリ 1 8 から読み出したデジタルの画像データをアナログの画像信号に変換して表示装置 4 に出力する。これにより、表示装置 4 において、超音波内視鏡 2 により撮影された 3 次元の超音波断層像が表示される。

【 0 0 3 4 】

次に、本実施形態に係る超音波内視鏡装置 1 の動作について説明する。

図 2 に示す超音波内視鏡 2 を用いて超音波断層像を撮影する場合には、操作者は、ユニバーサルコード 2 4 の一端に接続された光源装置より光を発して、挿入部 2 1 の先端部に設けられた照明窓から患者の体内に照明光を射出すると共に、観察窓から挿入状態を観察しながら、超音波内視鏡 2 の挿入部 2 1 を患者の体内に挿入していく。

挿入部 2 1 が目的位置に達すると、操作者は、超音波内視鏡 2 の動作を開始させる制御信号 A を操作卓 1 1 から CPU 1 2 に出力させる（図 1 参照）。CPU 1 2 は、この制御信号 A に基づいて、第 1 のスイッチ SW 1 をオンさせる第 1 のスイッチ制御信号 B 1 を第 1 のスイッチ SW 1 に出力すると共に、送信回路 1 4 の動作を開始させる送信回路制御信号 A 1 を送信回路 1 4 に出力する。

【 0 0 3 5 】

第 1 のスイッチ SW 1 がオンされると、共通電極配線 G 1 が接地されるため、図 5 に示す第 1 の 2 次元超音波トランスデューサアレイ TA 1 を構成する超音波トランスデューサ T<sub>1-1-1</sub> ~ T<sub>1-15-5</sub> の共通電極が接地される。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

送信回路 14 は、第 1 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 1 を構成する超音波トランステューサ T<sub>1-1-1</sub> ~ T<sub>1-15-5</sub> の個別電極に信号配線 E L<sub>1-1</sub> ~ E L<sub>15-5</sub> を介して印加する駆動信号をそれぞれ生成する。このとき、送信回路 14 は、送信ビームフォーミング及び送信ビームのステアリングを行うために、各駆動信号（本実施形態においては、パルス信号とする）に、C P U 12 からの送信回路制御信号 A 1 に基づく遅延時間を持たせる。

#### 【 0 0 3 7 】

即ち、送信回路 14 は、超音波トランステューサの円周方向について送信ビームフォーミングを行うために、第 1 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 1 の第 1 列の 15 個の超音波トランステューサ T<sub>1-1-1</sub> ~ T<sub>1-15-1</sub> に信号配線 E L<sub>1-1</sub> ~ E L<sub>15-1</sub> を介して印加する駆動パルス信号に、図 6 に示すような遅延時間を持たせる。また、送信回路 14 は、超音波トランステューサの円周方向について図 4 に示すように視野角が約 60° のセクタ走査がなされるように、駆動信号の遅延時間を経時的に変化させる。第 1 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 1 の第 2 列乃至第 5 列の超音波トランステューサに印加する駆動パルス信号についても同様である。

#### 【 0 0 3 8 】

また、送信回路 14 は、超音波トランステューサの幅方向について送信ビームフォーミングを行うために、図 5 に示す第 1 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 1 の第 1 行に位置する 5 個の超音波トランステューサ T<sub>1-1-1</sub>、T<sub>1-1-2</sub>、T<sub>1-1-3</sub>、T<sub>1-1-4</sub>、T<sub>1-1-5</sub> に信号配線 E L<sub>1-1</sub>、E L<sub>1-2</sub>、E L<sub>1-3</sub>、E L<sub>1-4</sub>、E L<sub>1-5</sub> を介してそれぞれ印加する駆動パルス信号について、図 7 に示すような遅延時間を持たせる。また、送信回路 14 は、超音波トランステューサの幅方向に対して所定の視野角のセクタ走査がなされるように、駆動パルス信号の遅延時間を経時的に変化させる。第 1 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 1 の第 2 行乃至第 15 行の超音波トランステューサに印加する駆動パルス信号についても同様である。

#### 【 0 0 3 9 】

これにより、第 1 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 1 を構成する超音波トランステューサ T<sub>1-1-1</sub> ~ T<sub>1-15-5</sub> から超音波が発せられて、超音波トランステューサの円周方向に対しては図 4 に示すように視野角が約 60° のセクタ走査がなされると共に、超音波トランステューサの幅方向に対しても図 8 に示すようなセクタ走査がなされる。

#### 【 0 0 4 0 】

このセクタ走査により得られる複数の受信信号は、受信回路 15 に出力されて音線データが形成され、処理部 16 において B モード画像用データ又はドップラー画像用データが生成された後、このデータが D S C 17 でラスター変換されて、画像データが生成される。画像データは、画像メモリ 18 に格納される。

#### 【 0 0 4 1 】

第 1 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 1 によるセクタ走査が終了すると、C P U 12 は、第 1 のスイッチ S W 1 をオフさせる第 1 のスイッチ制御信号 B 1 を第 1 のスイッチ S W 1 に出力すると共に、第 2 のスイッチ S W 2 をオンさせる第 2 のスイッチ制御信号 B 2 を第 2 のスイッチ S W 2 に出力する。これにより、共通電極配線 G 2 が接地されるため、第 2 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 2 を構成する超音波トランステューサ T<sub>2-1-1</sub> ~ T<sub>2-15-5</sub> の共通電極が接地される。

#### 【 0 0 4 2 】

送信回路 14 では、上述したようにして、第 2 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 2 を構成する超音波トランステューサ T<sub>2-1-1</sub> ~ T<sub>2-15-5</sub> の個別電極に信号配線 E L<sub>1-1</sub> ~ E L<sub>15-5</sub> を介して印加する駆動パルス信号がそれぞれ生成される。

#### 【 0 0 4 3 】

これにより、第 2 の 2 次元超音波トランステューサアレイ T A 2 を構成する超音波トランステューサ T<sub>2-1-1</sub> ~ T<sub>2-15-5</sub> から超音波が発せられて、超音波トランステューサの円周方向に対しては図 4 に示すように視野角が約 60° のセクタ走査がなされると共に、超

10

20

30

40

50

音波トランスデューサの幅方向に対しても図8に示すようなセクタ走査がなされる。

【0044】

このセクタ走査により得られる複数の受信信号は、受信回路15に出力されて音線データが形成され、処理部16においてBモード画像用データ又はドップラー画像用データが生成された後、このデータがDSC17でラスター変換されて、画像データが生成される。画像データは、画像メモリ18に格納される。

【0045】

以上の動作が繰り返されることにより、超音波トランスデューサの幅方向に対してセクタ走査しながら、超音波トランスデューサの円周方向に対して2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12毎にセクタ走査がなされる。

10

【0046】

その結果、画像メモリ18には、超音波内視鏡2による3次元走査により得られた画像データが格納される。この画像データは、画像メモリ18から読み出された後、D/A変換器19でアナログの画像信号に変換されて表示装置4に出力される。これにより、3次元の超音波断層像が表示装置4に表示される。

【0047】

この3次元の超音波断層像は超音波トランスデューサアレイの幅方向についても走査されているため、操作者は、表示装置4に表示された3次元の超音波断層像に映し出されている目的部位の位置を確認しながら、図2に示す処置具挿入口25から挿入した穿刺針26を挿入部26の先端の孔から突出されることにより、穿刺針26を目的部位に正確に穿入することができる。

20

【0048】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波内視鏡装置について、図9乃至図11を参照して説明する。

本実施形態に係る超音波内視鏡装置200は、以下に示す(1)乃至(4)の点で、図1に示した第1の実施形態に係る超音波内視鏡装置1と異なる。

【0049】

(1)超音波観測装置3のCPU12は、図9に示すように、操作卓11から超音波内視鏡2の動作開始を指示する制御信号Aが入力されると、超音波内視鏡2に設けられた後述の可変遅延線部DL<sub>1.1</sub>～DL<sub>15.5</sub>の遅延量を切り替えるための3ビットの遅延量制御信号CONTを遅延量制御線320に出力する。

30

(2)超音波観測装置3の送信回路14から出力されている信号配線EL<sub>1</sub>～EL<sub>15</sub>の本数が15本である。

【0050】

(3)信号配線EL<sub>1</sub>～EL<sub>15</sub>は、図10に示すように、第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12の同じ行及び列に位置する超音波トランスデューサの個別電極が電気的に接続された複数の第1の導電線L<sub>1.1</sub>～L<sub>15.5</sub>と、第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12の同じ行及び列に位置する超音波トランスデューサの個別電極に同じ駆動パルス信号を入力するための複数の第2の導電線L<sub>1</sub>～L<sub>15</sub>とを含んでいる。また、複数の第1の導電線L<sub>1.1</sub>～L<sub>15.5</sub>と第2の導電線L<sub>1</sub>～L<sub>15</sub>との間には、可変遅延線部DL<sub>1.1</sub>～DL<sub>15.5</sub>がそれぞれ設けられており、また、可変遅延線部DL<sub>1.1</sub>～DL<sub>15.5</sub>には、可変遅延線部DL<sub>1.1</sub>～DL<sub>15.5</sub>の遅延量を制御する遅延量制御信号CONTを可変遅延線部DL<sub>1.1</sub>～DL<sub>15.5</sub>に入力するための遅延量制御線320が接続されている。

40

【0051】

即ち、第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12の同じ行及び列に位置する超音波トランスデューサT<sub>1.1.1</sub>～T<sub>12.15.5</sub>の個別電極には、可変遅延線部DL<sub>1.1</sub>～DL<sub>15.5</sub>を介して同じ駆動パルス信号が入力される。

例えば、第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12の第1行第1列に位置する超音波トランスデューサT<sub>1.1.1</sub>、T<sub>2.1.1</sub>、T<sub>3.1.1</sub>、T<sub>4.1.1</sub>、T

50

5-1-1、T<sub>6-1-1</sub>、T<sub>7-1-1</sub>、T<sub>8-1-1</sub>、T<sub>9-1-1</sub>、T<sub>10-1-1</sub>、T<sub>11-1-1</sub>、T<sub>12-1-1</sub>の個別電極には、第1の導電線L<sub>1-1</sub>、可変遅延線部DL<sub>1-1</sub>及び第2の導電線L<sub>1</sub>を介して、図9に示す送信回路14から信号配線EL<sub>1</sub>上に出力された駆動パルス信号が入力される。また、第1乃至第12の2次元超音波トランステューサアレイTA1～TA12の第2行第1列に位置する超音波トランステューサT<sub>1-2-1</sub>、T<sub>2-2-1</sub>、T<sub>3-2-1</sub>、T<sub>4-2-1</sub>、T<sub>5-2-1</sub>、T<sub>6-2-1</sub>、T<sub>7-2-1</sub>、T<sub>8-2-1</sub>、T<sub>9-2-1</sub>、T<sub>10-2-1</sub>、T<sub>11-2-1</sub>、T<sub>12-2-1</sub>の個別電極には、第1の導電線L<sub>2-1</sub>、可変遅延線部DL<sub>2-1</sub>及び第2の導電線L<sub>2</sub>を介して、図9に示す送信回路14から信号配線EL<sub>2</sub>上に出力された駆動パルス信号が入力される。

#### 【0052】

これにより、超音波トランステューサアレイ30内の配線数は15(信号配線EL<sub>1</sub>～EL<sub>15</sub>)+12(共通電極配線G<sub>1</sub>～G<sub>12</sub>)+3(遅延量制御線320)=30本になり、図5に示した第1の実施態様に係る超音波内視鏡2に比べて大幅に削減することができる。

#### 【0053】

なお、同じ信号配線EL<sub>1</sub>～EL<sub>15</sub>に接続されている可変遅延線部DL<sub>1-1</sub>～DL<sub>15-5</sub>は、例えば、図11の(a)に示すように、超音波トランステューサの幅方向のセクタ走査ができるように、遅延量制御線320を介してCPU12から入力される3ビットの遅延量制御信号CONTによりその遅延量の組合せが8通りに変更できる。

信号配線EL<sub>1</sub>に接続されている可変遅延線部DL<sub>1-1</sub>～DL<sub>15-5</sub>は、図11の(b)に示すように(0,0,0)の遅延量制御信号CONTが入力されると、同じ遅延量に制御され、図11の(c)に示すように(0,0,1)の遅延量制御信号CONTが入力されると、可変遅延線部DL<sub>1-1</sub>から可変遅延線部DL<sub>1-5</sub>に向けて遅延量が所定の第1の量ずつ小さくなるように制御され、図11の(d)に示すように(0,1,1)の遅延量制御信号CONTが入力されると、可変遅延線部DL<sub>1-1</sub>から可変遲延線部DL<sub>1-5</sub>に向けて遅延量が第1の量よりも大きい所定の第2の量ずつ小さくなるように制御される。

#### 【0054】

(4)超音波内視鏡2においては、図11の(a)に示すように、超音波トランステューサの幅方向に対して送信ビームフォーミングを行うための音響レンズ330が超音波トランステューサアレイ30上に設けられている。

#### 【0055】

次に、本実施形態に係る超音波内視鏡装置200の動作について説明するが、受信回路15、処理部16、DSC17、画像メモリ18、D/A変換器19及び表示装置4の動作は、図1に示した第1の実施形態に係る超音波内視鏡装置1における動作と同様であるため、その説明は省略する。

#### 【0056】

超音波内視鏡2の挿入部21が患者の体内に挿入されて目的位置に達すると、操作者は超音波内視鏡2の動作を開始させる制御信号Aを操作卓11からCPU12に出力させる。CPU12は、この制御信号Aに基づいて、超音波トランステューサの幅方向にセクタ走査するために(0,0,0)～(1,1,1)のいずれかの遅延量制御信号CONTを遅延量制御線320上に順次出力し、第1のスイッチSW1をオンさせる第1のスイッチ制御信号B1を第1のスイッチSW1に出力すると共に、送信回路14の動作を開始させる送信回路制御信号A1を送信回路14に出力する。

#### 【0057】

第1のスイッチSW1がオンされると、共通電極配線G1が接地されるため、第1の2次元超音波トランステューサアレイTA1を構成する超音波トランステューサT<sub>1-1-1</sub>～T<sub>1-15-5</sub>の共通電極が接地される。

#### 【0058】

送信回路14は、第1の2次元超音波トランステューサアレイTA1を構成する超音波トランステューサT<sub>1-1-1</sub>～T<sub>1-15-5</sub>の個別電極に信号配線EL<sub>1</sub>～EL<sub>15</sub>を介して印加する駆動パルス信号をそれぞれ生成する。このとき、送信回路14は、超音波トラン

10

20

30

40

50

デューサの円周方向に対して送信ビームフォーミングをそれぞれ行うために、各駆動パルス信号に図6に示すような所定の遅延時間を持たせると共に、超音波トランスデューサの円周方向に対して図4に示すように視野角が約60°のセクタ走査がなされるように、この所定の遅延時間を持たせた駆動パルス信号の遅延時間を経時的に変化させる。また、送信回路14は、超音波トランスデューサの幅方向に対しては音響レンズ330(図11の(a)参照)により送信ビームフォーミングが行われるため、各駆動パルス信号に図7に示すような所定の遅延時間を持たせることはしない。

なお、音響レンズ330を用いない場合には、送信回路14は、超音波トランスデューサの幅方向に対して送信ビームフォーミングを行うために、各駆動パルス信号に図7に示すような所定の遅延時間を持たせればよい。

10

#### 【0059】

これにより、第1の2次元超音波トランスデューサアレイTA1を構成する超音波トランスデューサT<sub>1-1-1</sub>～T<sub>1-15-5</sub>から超音波が発せられて、超音波トランスデューサの円周方向に対しては図4に示すように視野角が約60°のセクタ走査がなされると共に、超音波トランスデューサの幅方向に対しても図8に示すようなセクタ走査がなされる。このセクタ走査により得られる受信信号は、信号配線EL1～EL15を介して受信回路15に出力される。

#### 【0060】

第1の2次元超音波トランスデューサアレイTA1によるセクタ走査が終了すると、第1のスイッチSW1をオフさせる第1のスイッチ制御信号B1を第1のスイッチSW1に出力すると共に、第2のスイッチSW2をオンさせる第2のスイッチ制御信号B2を第2のスイッチSW2に出力する。これにより、共通電極配線G2が接地されるため、第2の2次元超音波トランスデューサアレイTA2を構成する超音波トランスデューサT<sub>2-1-1</sub>～T<sub>2-15-5</sub>の共通電極が接地される。

20

#### 【0061】

送信回路14は、上述したようにして、第2の2次元超音波トランスデューサアレイTA2を構成する超音波トランスデューサT<sub>2-1-1</sub>～T<sub>2-15-5</sub>の個別電極にEL1～EL15を介して印加する駆動パルス信号をそれぞれ生成する。

#### 【0062】

これにより、第2の2次元超音波トランスデューサアレイTA2を構成する超音波トランスデューサT<sub>2-1-1</sub>～T<sub>2-15-5</sub>から超音波が発せられて、超音波トランスデューサの円周方向に対しては図4に示すように視野角が約60°のセクタ走査がなされると共に、超音波トランスデューサの幅方向に対しても図8に示すようなセクタ走査がなされる。このセクタ走査により得られる受信信号は、信号配線EL1～EL15を介して受信回路15に出力される。

30

#### 【0063】

以上の動作が繰り返されることにより、超音波トランスデューサの幅方向に対してセクタ走査しながら、超音波トランスデューサの円周方向に対して第1乃至第12の2次元超音波トランスデューサアレイTA1～TA12毎にセクタ走査がなされる。

40

#### 【0064】

以上の説明では、超音波内視鏡2は、15×5個の超音波トランスデューサから構成される2次元超音波トランスデューサアレイを12組だけ半円周状に並べて、2次元超音波トランスデューサアレイ毎に3次元走査を行ったが、これらの2次元超音波トランスデューサアレイを12角形状に並べて、2次元超音波トランスデューサアレイ毎に3次元走査を行っても良い。また、2次元超音波トランスデューサアレイを構成する超音波トランスデューサの数は、15×5個以外(超音波トランスデューサアレイの円周方向及び幅方向の数が同数のものも含む。)であっても良い。

また、図1及び図9に示す第1乃至第12のスイッチSW1～SW12を超音波観測装置3に設けたが、超音波内視鏡2に設けても良いし、又は、アダプタに設けて、このアダプタを介して超音波内視鏡2と超音波観測装置3とを接続するようにしても良い。

50

さらに、超音波内視鏡2の動作開始／動作停止を制御する制御信号Aを操作卓11から出力したが、例えば超音波内視鏡2の操作部22に制御信号Aを発生させるボタンを設けて、操作部22からCPU12に制御信号Aを出力するようにしても良い。

【産業上の利用可能性】

【0065】

本発明は、医療診断のために体内に挿入して超音波断層像を撮影することが可能な超音波内視鏡、及び、そのような超音波内視鏡を備えた超音波内視鏡装置に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0066】

10

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡装置1の構成を示す図である。

【図2】図1に示す超音波内視鏡2の構成を示す図である。

【図3】図2に示す超音波トランスデューサアレイ30の構成を示す図である。

【図4】図2に示す超音波トランスデューサアレイ30の構成を示す図である。

【図5】図2に示す超音波トランスデューサアレイ30内の配線を示す図である。

【図6】図2に示す超音波トランスデューサアレイ30を構成する各超音波トランスデューサの個別電極に印加される駆動パルス信号の発生方法を説明するための図である。

【図7】図2に示す超音波トランスデューサアレイ30を構成する各超音波トランスデューサの個別電極に印加される駆動パルス信号の発生方法を説明するための図である。

【図8】超音波トランスデューサの幅方向に対するセクタ走査を説明するための図である。

20

【図9】本発明の第2の実施形態に係る超音波内視鏡装置200の構成を示す図である。

【図10】図9に示す超音波内視鏡装置200における超音波トランスデューサアレイ30内の配線を示す図である。

【図11】図10に示す可変遅延線部の作用を説明するための図である。

【図12】従来の超音波内視鏡装置における課題を説明するための図である。

【符号の説明】

【0067】

30

1、200 超音波内視鏡装置

2 超音波内視鏡

3 超音波観測装置

4 表示装置

11 操作卓

12 CPU

14 送信回路

15 受信回路

16 処理部

17 DSC

18 画像メモリ

19 D/A変換器

40

21 挿入部

22 操作部

23 接続コード

24 ユニバーサルコード

25 処置具挿入口

26 穿刺針

30 超音波トランスデューサアレイ

320 遅延量制御線

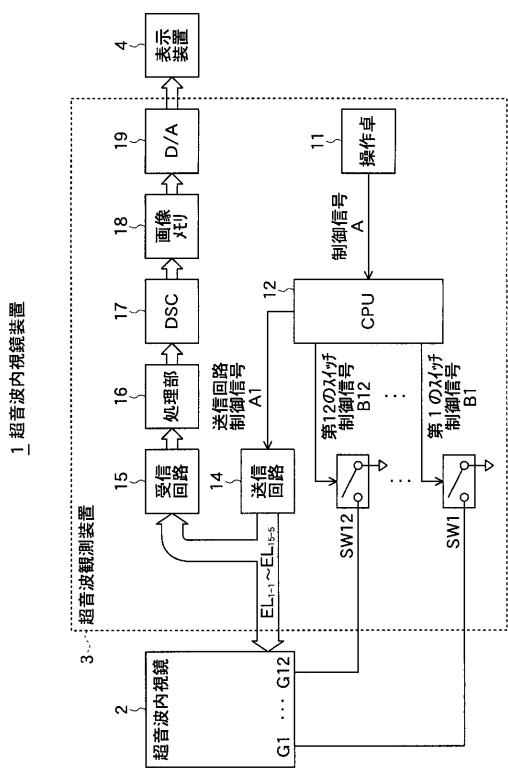
330 音響レンズ

D L<sub>1-1</sub> ~ D L<sub>15-5</sub> 可変遅延線部

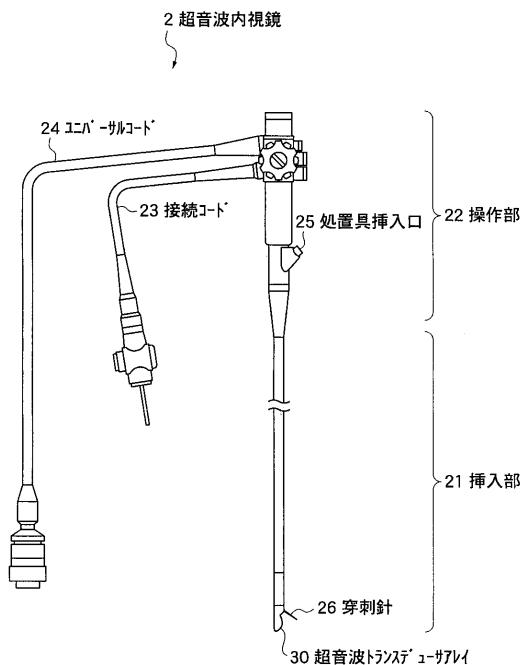
50

E L<sub>1-1</sub> ~ E L<sub>15-5</sub>、 E L 1 ~ E L 15 信号配線  
G 1 ~ G 12 共通電極配線  
L<sub>1-1</sub> ~ L<sub>15-5</sub> 第1の導電線  
L 1 ~ L 15 第2の導電線  
S W 1 ~ S W 12 スイッチ  
T A 1 ~ T A 12 2次元超音波トランステューサアレイ  
T<sub>1-1-1</sub> ~ T<sub>12-15-5</sub> 超音波トランステューサ

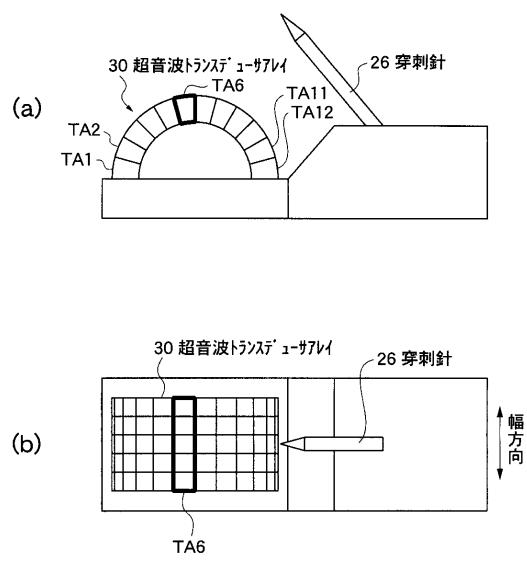
【 図 1 】



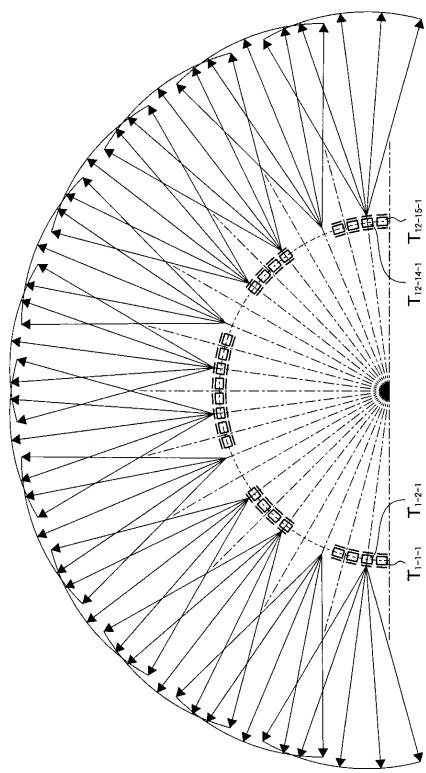
【 図 2 】



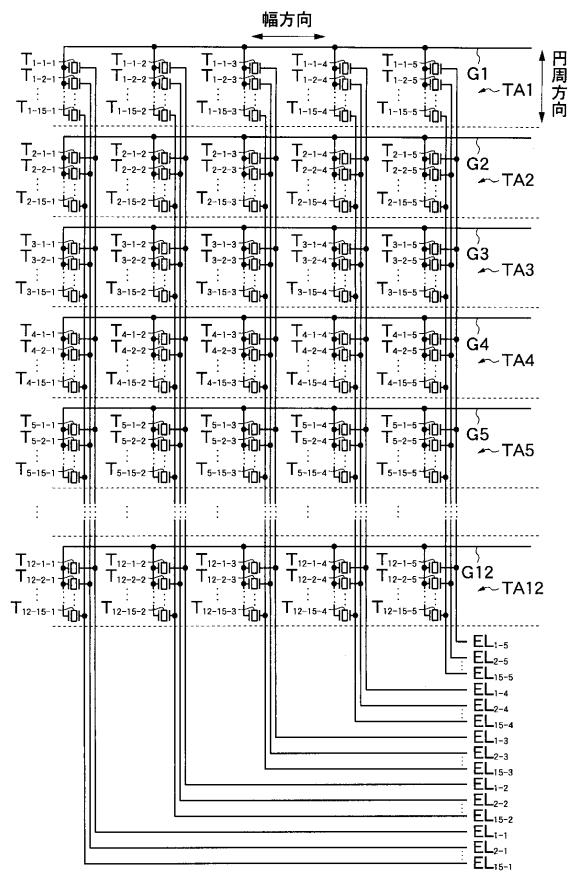
【図3】



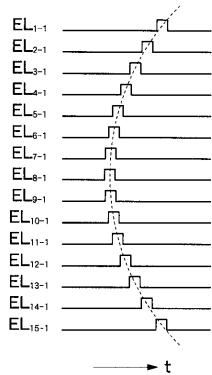
【図4】



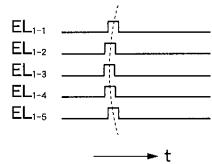
【図5】



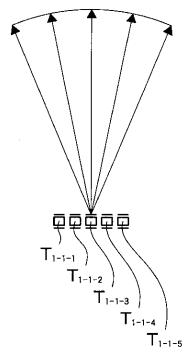
【図6】



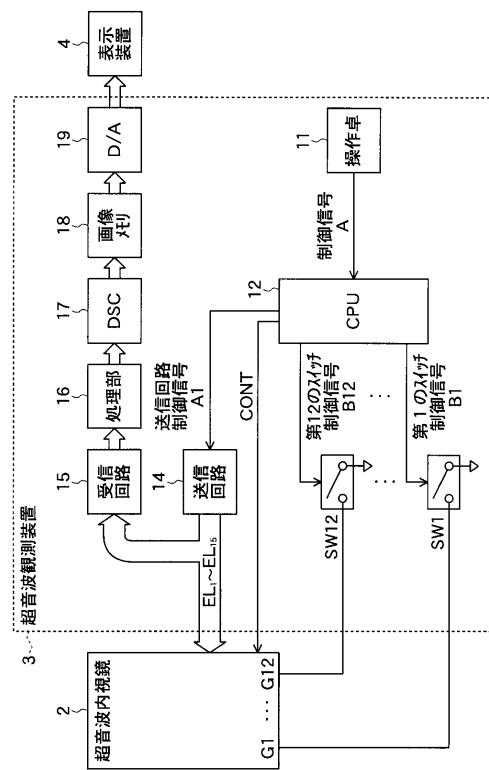
【図7】



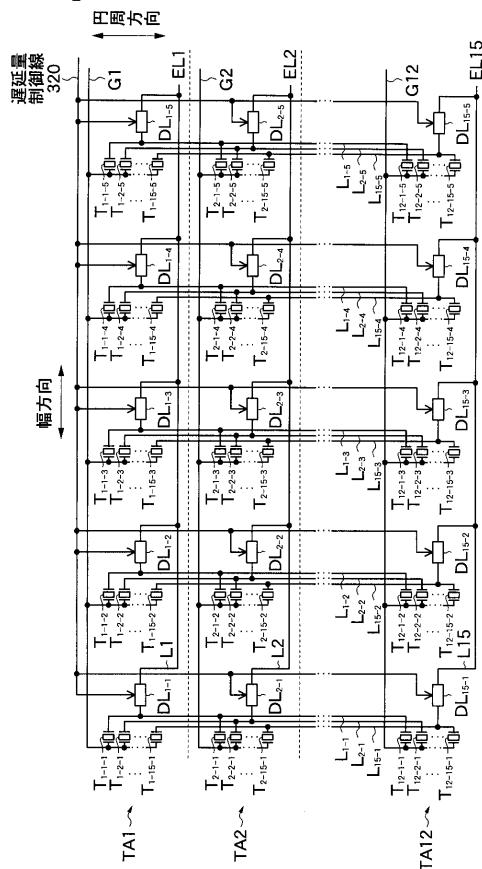
【図8】



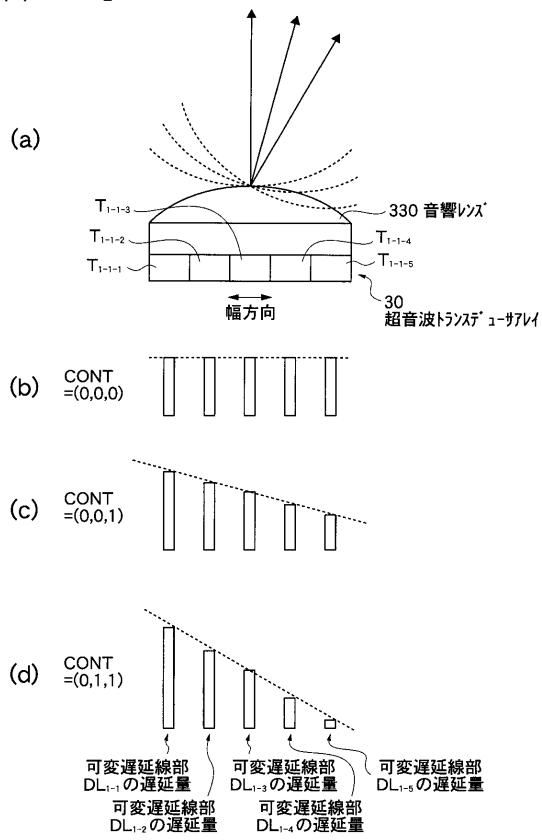
【図9】



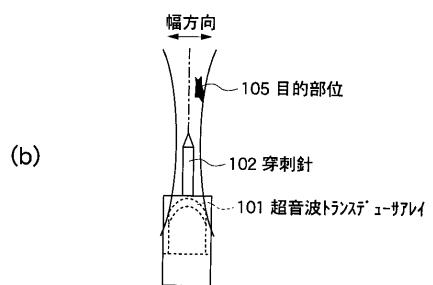
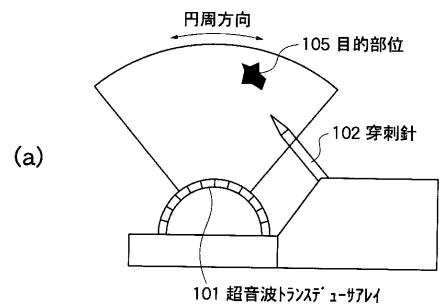
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB07 BB08 BB22 BB23 EE05 EE12 EE13 EE16 FE02  
FF05 FF16 GA02 GA03 GB09 GB12 GB21 GD12 HH29 HH31  
JB09

专利名称(译)	超声波内窥镜和超声波内窥镜仪器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006061252A</a>	公开(公告)日	2006-03-09
申请号	JP2004244908	申请日	2004-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	佐藤良彰 辻田和宏		
发明人	佐藤 良彰 辻田 和宏		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B1/042 A61B8/06 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/483 G01S7/52079 G01S15/8927 G01S15/8929 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/EE05 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE16 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/FF16 4C601/GA02 4C601/GA03 4C601/GB09 4C601/GB12 4C601/GB21 4C601/GD12 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB09		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	<a href="#">JP4575728B2</a> <a href="#">JP2006061252A5</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决的问题：提供一种即使在超声波换能器的宽度方向上也能够掌握位置关系的超声波内窥镜和超声波内窥镜装置。解决方案：超声换能器阵列阵列是通过将二维超声换能器阵列TA1至TA12排列成半圆形而形成的，超声换能器阵列由沿超声换能器的周向和宽度方向以不同数量排列的超声换能器组成。超声波内窥镜2使用30进行三维扫描，并且将相同的驱动信号输入到位于二维超声波换能器阵列TA1至TA12中的相同行和相同列中的超声波换能器的各个电极。用于每个二维超声换能器阵列的多个信号布线EL1至EL15以及用于将每个超声换能器的公共电极接地的多个公共电极布线G1至G12。[选择图]图5

