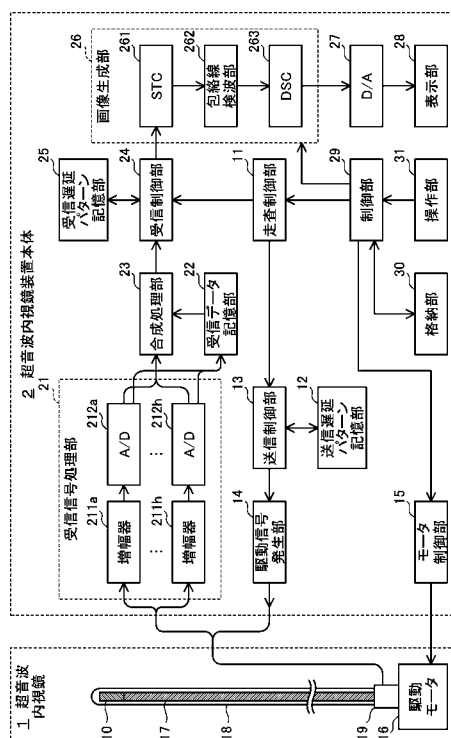




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

円周の少なくとも一部上に所定の配列ピッチで配列され、複数の駆動信号に従って超音波ビームを送信すると共に超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、

前記複数の超音波トランスデューサを前記円周に沿って回転させる駆動部と、

前記複数の超音波トランスデューサが前記所定の配列ピッチよりも小さい回転角度ごとに超音波ビームを 1 回送信するように、前記複数の超音波トランスデューサに供給される複数の駆動信号を発生する駆動信号発生部と、

前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に基づいて画像データを生成する信号処理手段と、
を具備する超音波内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記信号処理手段は、

前記複数の受信信号に基づいて受信データを生成する受信信号処理部と、

少なくとも 1 回の超音波ビームの送信によって得られる受信データを記憶する記憶部と

、
前記記憶部に記憶されている受信データを含む複数回の超音波ビームの送信によって得られる受信データを合成することにより合成データを生成する合成処理手段と、

前記合成処理手段によって生成される合成データに基づいて前記画像データを生成する画像データ生成手段と、
を含む請求項 1 記載の超音波内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記駆動信号発生部は、前記複数の超音波トランスデューサが前記所定の配列ピッチの整数分の 1 に相当する回転角度ごとに超音波ビームを 1 回送信するように、前記複数の超音波トランスデューサに供給される複数の駆動信号を発生する、請求項 2 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 4】

前記合成処理手段は、連続する複数回の超音波ビームの送信によって得られる受信データを合成することにより合成データを生成する、請求項 3 記載の超音波内視鏡装置。

30

【請求項 5】

前記複数の超音波トランスデューサが、前記円周の一部上のみ配列されている、請求項 1 乃至 4 の何れか一項記載の超音波内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、上部消化器官や気管支等の体腔内検査に用いる超音波内視鏡を備え、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

40

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X 線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信して

50

、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【 0 0 0 4 】

一般に、超音波撮像のための装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ（振動子）を含む超音波プローブ（探触子）が用いられる。近年においては、超音波プローブの一種として、患者の体腔内に挿入して使用される超音波内視鏡が開発されている。一般に、超音波内視鏡においては、超音波を送受信する超音波トランスデューサを機械的に回転させることにより視野角 3 6 0 ° の走査を行うメカニカルラジアル走査方式が採用されている。また、超音波内視鏡の外周に沿って多数の超音波トランスデューサを配置しておき、電子的な走査により視野角 3 6 0 ° の走査を行う電子ラジアル走査方式も提案されている。

10

【 0 0 0 5 】

関連する技術として、特許文献 1 には、メカニカルラジアル走査方式を採用した超音波診断装置が開示されている。

しかし、特許文献 1 の技術は、単素子の超音波トランスデューサを回転させるものであるため、超音波ビームの指向特性を制御することが難しく、良好な超音波画像を得ることができない。他方、多数の超音波トランスデューサを用いる電子ラジアル走査方式においては、良好な画像を得るためには超音波内視鏡の外周に沿って多数の超音波トランスデューサを配置する必要がある、回路規模が大きくなってしまいう問題がある。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 3 - 1 8 0 6 8 9 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、良好な超音波画像を得ると共に回路規模を小さく抑えることができる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 】

【 0 0 0 8 】

30

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る超音波内視鏡装置は、円周の少なくとも一部上に所定の配列ピッチで配列され、複数の駆動信号に従って超音波ビームを送信すると共に超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、複数の超音波トランスデューサを上記円周に沿って回転させる駆動部と、複数の超音波トランスデューサが上記所定の配列ピッチよりも小さい回転角度ごとに超音波ビームを 1 回送信するように、複数の超音波トランスデューサに供給される複数の駆動信号を発生する駆動信号発生部と、複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に基づいて画像データを生成する信号処理手段とを具備する。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

40

本発明によれば、超音波内視鏡装置において円周の少なくとも一部上に所定の配列ピッチで配列された複数の超音波トランスデューサが、その配列ピッチよりも小さい回転角度ごとに超音波ビームを 1 回送信するようにしたので、良好な超音波画像を得ると共に回路規模を小さく抑えることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

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

【 図 2 】 図 1 に示す超音波内視鏡装置における超音波トランスデューサアレイの回転及び超音波ビームの形成の様子を示す模式図である。

【 図 3 】 受信データの合成前後における方位ごとの感度のシミュレーション結果を示すグ

50

ラフである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について、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符号を付して、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内視鏡装置の構成を示すブロック図である。本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡装置は、超音波内視鏡1と、この超音波内視鏡1に接続されて信号を送受信する超音波内視鏡装置本体2とによって構成される。

【0012】

超音波内視鏡1は、複数の超音波トランスデューサを含むトランスデューサアレイ10と、このトランスデューサアレイ10を回転駆動する駆動モータ16と、駆動モータ16の回転力をトランスデューサアレイ10に伝達する回転伝達ケーブル17と、トランスデューサアレイ10及び回転伝達ケーブル17を覆う保護カバー18と、保護カバー18を支持する支持部19とを含んでいる。

10

【0013】

図2は、図1に示す超音波内視鏡装置における超音波トランスデューサアレイの回転及び超音波ビームの形成の様子を示す模式図である。図2は、図1に示すトランスデューサアレイ10を超音波内視鏡1の軸方向に垂直な断面で示している。トランスデューサアレイ10を構成する複数の超音波トランスデューサ（「素子」ともいう）10a～10hは、印加される複数の駆動信号に基づいて超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。それらの超音波トランスデューサ10a～10hは、超音波内視鏡内において、円柱状バックング材9の円周の少なくとも一部上に所定の配列ピッチで配列されている。図2においては、超音波トランスデューサ10a～10hが、円周の全周上にではなく一部上のみ配列されているが、トランスデューサアレイ10を回転させながら複数の超音波ビームを順次形成することによって、全方位に超音波ビームを送信することができる。

20

【0014】

トランスデューサアレイ10を構成する各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

30

【0015】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0016】

再び図1を参照すると、駆動モータ16は、回転速度及び停止位置を制御可能なステップモータであり、超音波内視鏡装置本体2から供給される制御信号に従って回転伝達ケーブル17を回転させることによりトランスデューサアレイ10を回転させる。回転伝達ケーブル17は、フレキシブルシャフトを含み、駆動モータ16によって発生する回転力をトランスデューサアレイ10に伝達する。また、回転伝達ケーブル17は、超音波内視鏡装置本体2において生成される駆動信号をトランスデューサアレイ10の複数の超音波トランスデューサに伝送し、超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号を超音波内視鏡装置本体2に伝送する。トランスデューサアレイ10及び回転伝達ケーブル17をカバーして保護する保護カバー18の一端は、支持部19によって支持されており、他端は、被検体である患者の口腔内等に挿入される。

40

【0017】

50

なお、図 1 には、超音波内視鏡装置本体と超音波内視鏡 1 との間で信号線を介して有線による信号の送受信を行う例を示しているが、これに限らず、無線による信号の送受信をしても良い。無線による信号の送受信をする場合には、後述する超音波内視鏡装置本体の駆動信号発生部 14 及び受信信号処理部 21 に無線送受信器を接続すると共に、超音波内視鏡 1 のトランスデューサアレイ 10 にも無線送受信器を接続し、これらの無線送受信器の相互間で無線信号を送受信する。ここで用いる無線信号の搬送波には、電波や赤外線などを用いることができる。また、駆動モータ 16 に対する制御信号を超音波内視鏡装置本体から無線で送信する。さらに、超音波トランスデューサ 10a ~ 10h に十分な電圧を供給するため、超音波内視鏡 1 内に蓄電池を備えることが好ましい。

【0018】

超音波内視鏡装置本体 2 は、走査制御部 11、送信遅延パターン記憶部 12、送信制御部 13、駆動信号発生部 14、モータ制御部 15、受信信号処理部 21、受信データ記憶部 22、合成処理部 23、受信制御部 24、受信遅延パターン記憶部 25、画像生成部 26、D/A 変換器 27、表示部 28、制御部 29、格納部 30、操作部 31 を備えている。ここで、受信信号処理部 21 ~ 画像生成部 26 は、複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に基づいて画像データを生成する信号処理手段を構成している。また、受信制御部 24 及び画像生成部 26 は、合成処理部 23 によって生成される合成データに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段を構成している。

【0019】

走査制御部 11 は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部 12 は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部 13 は、走査制御部 11 において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部 12 に記憶されている複数の送信遅延パターンの中から 1 つの送信遅延パターンを選択し、その送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 10a ~ 10h の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部 13 は、複数の超音波トランスデューサ 10a ~ 10h から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【0020】

駆動信号発生部 14 は、例えば、複数の超音波トランスデューサ 10a ~ 10h に対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号発生部 14 は、送信制御部 13 によって設定された遅延時間に従って、複数の超音波トランスデューサ 10a ~ 10h から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号を超音波内視鏡 1 に供給し、又は、複数の超音波トランスデューサ 10a ~ 10h から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波内視鏡 1 に供給する。

【0021】

モータ制御部 15 は、制御部 29 からの制御信号に従い、トランスデューサアレイ 10 が超音波ビームを 1 回送信する度に、トランスデューサアレイ 10 が超音波トランスデューサ 10a ~ 10h の配列ピッチよりも小さい所定の角度で回転するように、駆動モータ 16 の回転を制御する。なお、モータ制御部 15 は、駆動モータ 16 を連続回転させることとしても良いし、超音波ビームを 1 回送信する度に駆動モータ 16 の回転及び停止を繰り返させるようにしても良い。

【0022】

受信信号処理部 21 は、複数の超音波トランスデューサ 10a ~ 10h に対応して、複数の増幅器（プリアンプ）211a ~ 211h と、複数の A/D 変換器 212a ~ 212h とを含んでいる。超音波トランスデューサ 10a ~ 10h から出力される受信信号は、それぞれ対応する増幅器 211a ~ 211h において増幅され、これらの増幅器 211a ~ 211h から出力されるアナログの受信信号は、それぞれ対応する A/D 変換器 212a ~ 212h によってデジタルの受信信号（受信データ）に変換される。A/D 変換器 212a ~ 212h は、受信データを、受信データ記憶部 22 及び合成処理部 23 に出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

受信データ記憶部 2 2 は、A / D 変換器 2 1 2 a ~ 2 1 2 h により生成された受信データを入力して、少なくとも最新の 1 回の超音波ビームの送信によって得られる受信データを記憶する。合成処理部 2 3 は、受信データ記憶部 2 2 に記憶されている受信データを読み出すと共に、その後の超音波ビームの送信により新たに得られた受信データと合成することにより合成データを生成する。ここで、受信データの合成方法は特に限定されるものではないが、例えば、受信データ記憶部 2 2 に記憶されている受信データと、その後の超音波ビームの送信により新たに得られた受信データとを加算し、又はこれらの受信データの平均値をとることにより、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a ~ 1 0 h に対応するチャンネルごとの合成データを生成する。

10

【 0 0 2 4 】

受信遅延パターン記憶部 2 5 は、合成処理部 2 3 から出力される複数の合成データに対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 2 4 は、走査制御部 1 1 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 2 5 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、その受信遅延パターンに基づいて複数の合成データに遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。

【 0 0 2 5 】

画像生成部 2 6 は、受信制御部 2 4 によって形成された音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である画像信号を生成する。画像生成部 2 6 は、S T C (sensitivity time control) 部 2 6 1 と、包絡線検波部 2 6 2 と、D S C (digital scan converter : デジタル・スキャン・コンバータ) 2 6 3 とを含んでいる。

20

【 0 0 2 6 】

S T C 部 2 6 1 は、受信制御部 2 4 によって形成された音線信号に対して、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す。包絡線検波部 2 6 2 は、S T C 部 2 6 1 において補正が施された音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、包絡線信号を生成する。D S C 2 6 3 は、包絡線検波部 2 6 2 によって生成された包絡線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換 (ラスター変換) し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、画像信号を生成する。

30

【 0 0 2 7 】

D / A 変換器 2 7 は、画像生成部 2 6 から出力されるデジタルの画像信号を、アナログの画像信号に変換する。表示部 2 8 は、例えば、C R T や L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの画像信号に基づいて診断画像を表示する。

【 0 0 2 8 】

制御部 2 9 は、操作部 3 1 を用いたオペレータの操作に従って、超音波画像を生成するための撮像動作を実行するように、走査制御部 1 1、画像生成部 2 6 等を制御する。実施形態においては、走査制御部 1 1、送信制御部 1 3、合成処理部 2 3、受信制御部 2 4、画像生成部 2 6、及び、制御部 2 9 が、C P U とソフトウェア (プログラム) によって構成されるが、これらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。ソフトウェア (プログラム) は、格納部 3 0 に格納される。格納部 3 0 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、又は、D V D - R O M 等を用いることができる。

40

【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、トランスデューサアレイ 1 0 を構成する複数の超音波トランスデューサ 1 0 a ~ 1 0 h は、円弧上に所定の配列ピッチで配列されている。この配列ピッチを小さくして多数の超音波トランスデューサを配列すれば、より精密な画像が得られると期待される。しかし、多数の超音波トランスデューサを配列すると、それだけ回路規模が大きくなり、超音波内視鏡 1 の小型化が困難となる。

【 0 0 3 0 】

50

本実施形態のトランスデューサアレイ 10 は、図 2 (A) 及び図 2 (B) に示すように、駆動モータ 16 から供給される回転力により矢印 θ 方向に回転しながら、超音波ビームを複数回形成し、その都度超音波エコーを受信して受信信号を生成する。ここでは、図 2 (A) に示す回転位置において第 1 回目の超音波ビームを図示 A 方向に形成し、図 2 (B) に示す回転位置において第 2 回目の超音波ビームを図示 B 方向に形成するものとする。図 2 (A) に示す回転位置と、図 2 (B) に示す回転位置とは、超音波トランスデューサ 10 a ~ 10 h の配列ピッチの半分に相当する角度分だけ異なっている。図 2 (D) は、図 2 (A) に示す回転位置と、図 2 (B) に示す回転位置との位置関係が明確となるように、図 2 (A) に示す回転位置を破線で示して図 2 (B) に示す回転位置と重ねて図示したものである。

10

【0031】

上述のように、受信データ記憶部 22 は、図 2 (A) に示す回転位置における超音波ビームに基づいて得られた受信データを記憶する。そして、合成処理部 23 は、図 2 (B) に示す回転位置における超音波ビームに基づいて得られた受信データを取得し、図 2 (A) に示す回転位置における超音波ビームに基づいて得られた受信データと合成することにより、第 1 番目の合成データを生成する。

【0032】

このように、超音波トランスデューサ 10 a ~ 10 h の配列ピッチの半分に相当する角度分だけ異なる受信方向の受信データを合成することにより、素子の配列ピッチを小さくして多数の超音波トランスデューサを用いて受信データを得た場合と類似の受信データを得ることができる。本実施形態によれば、要求される画像信号の精密さに対して必要な素子の配列ピッチが粗くて済むため、回路規模を小さくすることができる。

20

【0033】

さらに、受信データ記憶部 22 は、上述の第 1 番目の合成データの生成に用いた図 2 (B) に示す回転位置における超音波ビームに基づいて得られた受信データを受信データ記憶部 22 に記憶しておく。そして、合成処理部 23 は、図 2 (C) に示す回転位置における第 3 回目の超音波ビームに基づいて得られた新たな受信データを取得し、受信データ記憶部 22 に記憶されている図 2 (B) に示す回転位置における超音波ビームに基づいて得られた受信データと合成することにより、第 2 番目の合成データを生成する (図 2 (E) 参照)。こうすることにより、合成データに対応する走査線の間隔を素子の配列ピッチの半分の間隔にすることができる。

30

【0034】

図 3 は、受信データの合成前後における方位ごとの感度のシミュレーション結果を示すグラフである。図 3 (A) は、素子の配列ピッチを小さくして多数 (ここでは 16 個) の超音波トランスデューサ 40 を用いて音線信号を得た場合の方位ごとの感度を示している。これに対し、図 3 (B) は、素子の配列ピッチを 2 倍にして、半数 (ここでは 8 個) の超音波トランスデューサ 50 を用いて音線信号を得た場合の方位ごとの感度を示している。図 3 (B) のように素子の配列ピッチを粗くすると、素子数が減った分コントラストが弱くなり、さらに 40° 方向にグレーティングと呼ばれるノイズが生じる。

【0035】

しかし、図 3 (B) と同じ素子の配列ピッチで得られた受信データを半ピッチずらして合成した本実施形態によると、図 3 (C) に示すように、コントラストが向上し、40° 方向のグレーティングも軽減される。

40

【0036】

上述の例では、超音波トランスデューサ 10 a ~ 10 h の配列ピッチの半分に相当する回転角度ごとに超音波ビームを 1 回形成する例について説明したが、本発明はこれに限らず、超音波トランスデューサ 10 a ~ 10 h の配列ピッチよりも小さい回転角度ごとに超音波ビームを 1 回形成するものであれば良い。例えば、超音波トランスデューサ 10 a ~ 10 h の配列ピッチの整数分の 1 に相当する回転角度ごとに超音波ビームを 1 回形成するものでもよい。

50

【 0 0 3 7 】

また、上述の例では、受信データ記憶部 2 2 に、1 つの超音波ビームに対応する受信データを記憶する例について説明したが、本発明はこれに限らず、複数の超音波ビームに対応する受信データを記憶することとしても良い。また、2 つの超音波ビームに対応する受信データを合成する例について説明したが、本発明はこれに限らず、3 つ以上の超音波ビームに対応する受信データを合成することとしても良い。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 3 8 】

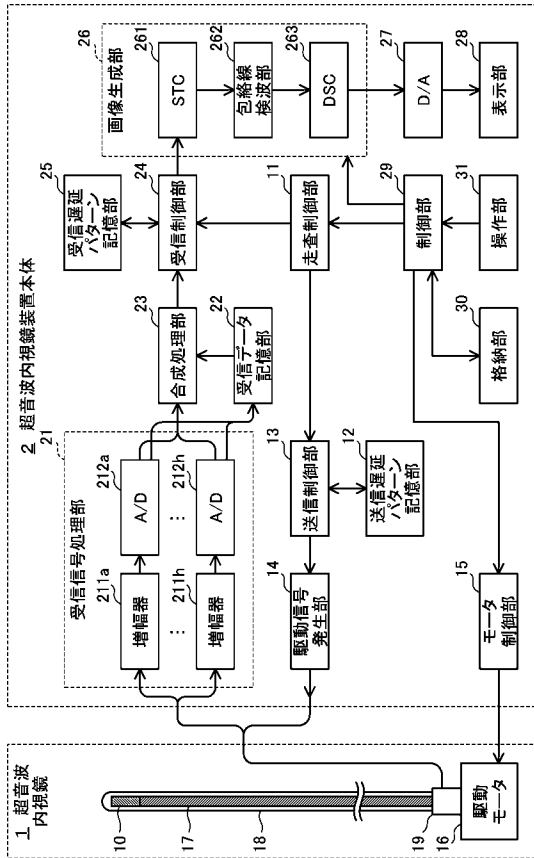
本発明は、上部消化器官や気管支等の体腔内検査に用いる超音波内視鏡を備え、診断のために用いられる超音波診断画像を生成する超音波内視鏡装置において利用することが可能である。 10

【 符号の説明 】

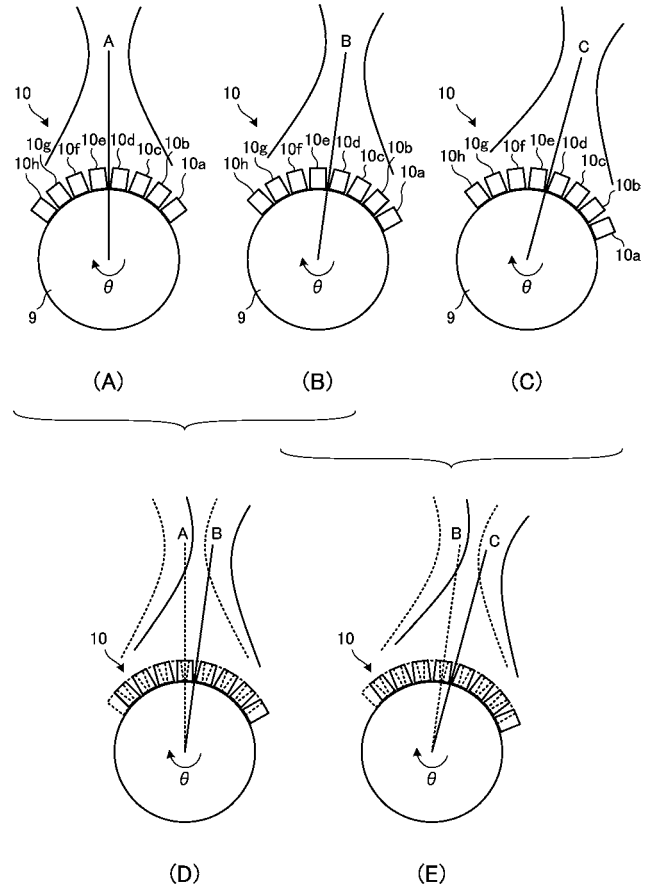
【 0 0 3 9 】

- 1 超音波内視鏡
- 2 超音波内視鏡装置本体
- 9 円柱状バッキング材
- 1 0 トランスデューサアレイ
- 1 0 a ~ 1 0 h 超音波トランスデューサ
- 1 1 走査制御部
- 1 2 送信遅延パターン記憶部 20
- 1 3 送信制御部
- 1 4 駆動信号発生部
- 1 5 モータ制御部
- 1 6 駆動モータ
- 1 7 回転伝達ケーブル
- 1 8 保護カバー
- 1 9 支持部
- 2 1 受信信号処理部
- 2 1 1 a ~ 2 1 1 h 増幅器
- 2 1 2 a ~ 2 1 2 h A / D 変換器 30
- 2 2 受信データ記憶部
- 2 3 合成処理部
- 2 4 受信制御部
- 2 5 受信遅延パターン記憶部
- 2 6 画像生成部
- 2 6 1 S T C 部
- 2 6 2 包絡線検波部
- 2 6 3 D S C
- 2 7 D / A 変換器
- 2 8 表示部 40
- 2 9 制御部
- 3 0 格納部
- 3 1 操作部

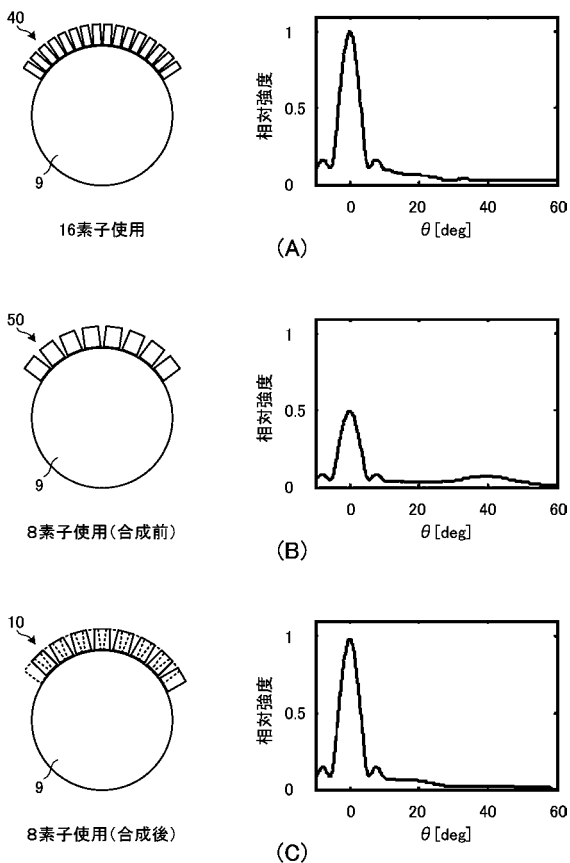
【図 1】



【図 2】



【図 3】



专利名称(译)	超音波内视镜装置		
公开(公告)号	JP2010279502A	公开(公告)日	2010-12-16
申请号	JP2009134430	申请日	2009-06-03
[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	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/GB05 4C601/HH17 4C601/HH38		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得良好的超声波图像并将电路规模抑制到小规模 of 超声波内窥镜装置。 解决方案：多个超声波以预定的阵列间距排列在圆周的至少一部分上，并根据多个驱动信号发送超声波束并接收超声回波并输出多个接收信号驱动单元，被配置为沿着超声换能器的圆周旋转多个超声换能器，使得超声换能器对于小于预定排列间距的每个旋转角度发送一次超声波束；产生要提供给多个超声换能器的多个驱动信号的驱动信号产生单元和基于从多个超声换能器输出的多个接收信号产生图像数据的信号处理单元。 点域1

