

(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2010-279592

(P2010-279592A)

(43) 公開日 平成22年12月16日(2010.12.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-135929 (P2009-135929)
(22) 出願日 平成21年6月5日 (2009.6.5)

(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 100105212
弁理士 保坂 延寿
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 佐藤 智夫
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB14 BB24 EE13 FE01 GA12
GA29 GB05 HH15

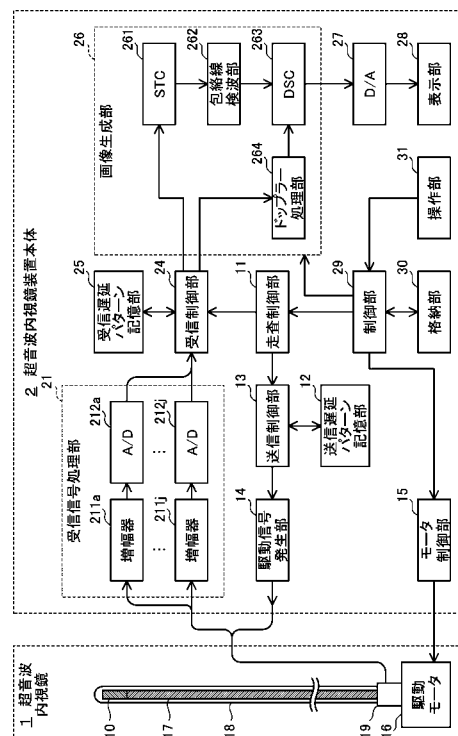
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】良好な超音波画像を得ると共に回路規模を小さく抑え、超音波トランスデューサの回転を停止させなくともドップラーモードの撮像を可能にする。

【解決手段】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の回転前後で異なる超音波トランスデューサの組合せにより超音波ビームを送信するように、複数の超音波トランスデューサの一部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の内の少なくとも一部から出力される複数の受信信号に基づいて、超音波エコー源の移動に関する情報を表す画像データを生成する信号処理手段とを具備する。

【選択図】 図 1



【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の回転前後で異なる超音波トランスデューサの組合せにより超音波ビームを送信するように、前記複数の超音波トランスデューサの内の一部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の内の少なくとも一部から出力される複数の受信信号に基づいて、超音波エコー源の移動に関する情報を表す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。

【請求項 2】

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の回転前後で同じ方向に超音波ビームを送信するように、前記複数の超音波トランスデューサの内の一部に供給される複数の駆動信号を発生する、請求項 1 記載の超音波内視鏡装置。

【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の前記所定の配列ピッチ分に相当する回転角度ごとに、駆動される超音波トランスデューサの組合せが 1 つずつずれるように、前記複数の超音波トランスデューサの内の一部に供給される複数の駆動信号を発生する、請求項 1 又は 2 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 4】

前記信号処理手段は、

前記複数の超音波トランスデューサの内の少なくとも一部から出力される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、

前記複数の超音波トランスデューサの回転前後に同じ方向に送信した超音波ビームによる受信データに基づいて、超音波エコー源の移動に関する情報を表す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 乃至 3 の何れか一項記載の超音波内視鏡装置。

【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診断装置。

【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】**

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

10

20

30

40

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。

【0004】

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360°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360°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

【0005】

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内視鏡において、ドップラーモードの撮像を行うために、超音波トランスデューサの回転を一旦停止させ、この停止期間中に同じ方向の超音波ビームを2回形成することが開示されている。

図4は、従来の超音波内視鏡装置における超音波トランスデューサへの駆動信号と駆動モータへのモータ制御信号の一例を示すタイムチャートである。図4に示すように、特許文献1に示される従来の超音波内視鏡装置においては、超音波トランスデューサを連続して2回駆動すると共に、モータ制御信号を1回だけ出力することにより、同じ方向の超音波ビームを2回形成する間は超音波トランスデューサの回転を停止させている。

20

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、ドップラーモードの撮像のために超音波トランスデューサの回転を停止させたり、超音波ビームの指向特性を制御したりすることが難しく、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という問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

30

【特許文献1】特開2003-180689号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

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において、超音波トランスデューサの回転を停止させなくてもドップラーモードの撮像を可能にすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

40

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の回転前後で異なる超音波トランスデューサの組合せにより超音波ビームを送信するように、複数の超音波トランスデューサの一部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の内の少なくとも一部から出力される複数の受信信号に基づいて、超音波エコー源の移動に関する情報を表す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】

【0009】

50

本発明によれば、超音波内視鏡装置において、複数の超音波トランスデューサの回転前後で異なる超音波トランスデューサの組合せにより超音波ビームを送信するように、複数の超音波トランスデューサの内の一部に供給される複数の駆動信号を発生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、超音波トランスデューサの回転を停止させなくてもドップラーモードの撮像を可能にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【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】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への駆動信号と駆動モータへのモータ制御信号の一例を示すタイムチャートである。

【図4】従来の超音波内視鏡装置における超音波トランスデューサへの駆動信号と駆動モータへのモータ制御信号の一例を示すタイムチャートである。

【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。

【0013】

図2は、図1に示す超音波内視鏡装置における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～10j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～10jは、超音波内視鏡内において、円柱状パッキング材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～10j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。

【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。

【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、

10

20

30

40

50

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ピングモータであり、超音波内視鏡装置本体2から供給されるモータ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。

10

【0017】

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の超音波トランスデューサ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~10j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。

20

【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、画像生成部26は、複数の超音波トランスデューサの回転前後に同じ方向に送信した超音波ビームによる受信データに基づいて動体と静止体とを区別する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。

30

【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~10j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~10j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。

40

【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~10j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~10j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~10j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、トランスデューサレイ10

50

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が所定角度ずつ回転するように、駆動モータ１６の回転を制御する。

後述のドップラーモードでの撮像において、駆動信号発生部１４は、駆動モータ１６によるトランスデューサアレイ１０の所定角度の回転ごとに、駆動する超音波トランスデューサ１０の組合せをトランスデューサアレイ１０の回転方向と逆方向にずらして駆動信号を発生する。これにより、トランスデューサアレイ１０は、回転前と同じ方向に超音波ビームを送信する。

【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～１０ｊに対応して、複数の増幅器（プリアンプ）２１１ａ～２１１ｊと、複数のＡ／Ｄ変換器２１２ａ～２１２ 10
ｊとを含んでいる。超音波トランスデューサ１０ａ～１０ｊから出力される受信信号は、それぞれ対応する増幅器２１１ａ～２１１ｊにおいて増幅され、これらの増幅器２１１ａ～２１１ｊ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２１２
ａ～２１２ｊ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～２１２ｊは、受信データを受信制御部２４に出力する。

【００２３】

受信遅延パターン記憶部２５は、受信信号処理部２１から出力される複数の受信データ
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２４は、走査制御部１１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２５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 20
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受信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。

【００２４】

画像生成部２６は、受信制御部２４によって形成された音線信号に基づいて、被検体内
の組織に関する画像信号を生成する。画像生成部２６は、ＳＴＣ（sensitivity time con
trol）部２６１と、包絡線検波部２６２と、ＤＳＣ（digital scan converter：デジタル
・スキャン・コンバータ）２６３と、ドップラー処理部２６４とを含んでいる。

【００２５】

ＳＴＣ部２６１は、受信制御部２４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２６２は、ＳＴＣ部
２６１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等を施すことにより、被
検体内の組織の断層画像情報を表すＢモード画像信号を生成する。ＤＳＣ２６３は、包絡
線検波部２６２によって生成されたＢモード画像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（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことに
より、表示用の画像信号を生成する。

【００２６】

ドップラー処理部２６４は、受信制御部２４から出力される音線信号を記憶する波形メ
モリを含んでおり、同一方向における複数の音線信号に基づいて、ドップラーモードの画
像信号を生成する。

ドップラーモードの画像信号としてＣＦ（カラーフロー）モードの画像信号を生成する
場合には、ドップラー処理部２６４が、同一方向における複数の音線信号の自己相関を求
めることにより、エコー源の速度分布情報を算出する。ＤＳＣ２６３は、こうして得られ
た速度分布情報を、包絡線検波部２６２によって生成された断層画像情報に重ねたＣＦモ
ード画像信号を生成する。

また、ドップラーモードの画像信号としてＰＷ（パルスウェイブ）モードの画像信号を
生成する場合には、ドップラー処理部２６４が、同一方向における複数の音線信号に対
してＦＦＴ（高速フーリエ変換）処理を施すことにより周波数成分を抽出し、エコー源の移
動速度を算出し、この移動速度を示すＰＷモード画像信号を生成する。

【００２７】

10

20

30

40

50

D/A変換器27は、画像生成部26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28は、例えば、CRTやLCD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。

【0028】

制御部29は、操作部31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11、画像生成部26等を制御する。実施形態においては、走査制御部11、送信制御部13、受信制御部24、画像生成部26、及び、制御部29が、CPU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30に格納される。格納部30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、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

【0029】

図2に示すように、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10a~10jは、円弧上に所定の配列ピッチで配列されている。このトランスデューサアレイ10を回転させながら同一方向に2回の超音波ビームを形成するには、複数の超音波トランスデューサ10a~10jのうち一部を用いて超音波ビームを形成し、トランスデューサアレイ10を所定角度回転させた後、複数の超音波トランスデューサ10a~10jのうち他の一部を用いて超音波ビームを形成する。このとき、トランスデューサアレイ10を回転させた所定角度分だけ、回転方向と逆方向にずれた位置にある超音波トランスデューサを駆動する。例えば、トランスデューサアレイ10の所定の配列ピッチ分（1素子分）回転させたときは、1素子分だけずれた位置にある超音波トランスデューサを駆動する。一方、超音波エコーを受信するために用いる超音波トランスデューサは、超音波ビームを送信するために用いる超音波トランスデューサと同一でも良いし、異なっても良い。また、全ての超音波トランスデューサ10a~10jから出力される受信信号を、超音波診断画像を生成するために用いても良い。

【0030】

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超音波トランスデューサ10a~10hを駆動することにより第1回目の超音波ビームを図示A方向に形成するものとする。トランスデューサアレイ10が1素子分回転して図2(B)に示す回転位置にきたとき、超音波トランスデューサ10b~10iを駆動すれば、図2(A)に示すA方向と同じB方向に第2回目の超音波ビームを形成することができる。このように駆動することにより、ドップラーモードの撮像のために、超音波ビームを同じ方向に複数回送信している間にトランスデューサアレイ10の回転を停止させておく必要がなくなる。なお、トランスデューサアレイ10がさらに1素子分回転したとき、超音波トランスデューサ10c~10jを駆動すれば、図2(A)に示すA方向と同じ方向に第3回目の超音波ビームを形成することもできるが、以下では同じ方向に2回の超音波ビームを送信する例について説明する。

【0031】

図3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への駆動信号と駆動モータへのモータ制御信号の一例を示すタイムチャートである。図3に示すように、トランスデューサアレイ10が所定の角度位置に存在する期間1Aにおいては、駆動信号発生部14は超音波トランスデューサ10a~10hを1回駆動することにより所定方向に第1の超音波ビームを送信する。次に、モータ制御部15がモータ制御信号を発生し、トランスデューサアレイ10が1素子分回転した角度位置に存在する期間1Bにおいては、駆動信号発生部14は超音波トランスデューサ10b~10iを1回駆動することにより、第1の超音波ビームと同一方向に第2の超音波ビームを送信する。

【0032】

10

20

30

40

50

モータ制御部 15 がさらにモータ制御信号を発生し、トランスデューサアレイ 10 がさらに 1 素子分回転した角度位置に存在する期間 2 A においては、駆動信号発生部 14 は超音波トランスデューサ 10 a ~ 10 h を 1 回駆動することにより、第 1 及び第 2 の超音波ビームと異なる所定方向に第 3 の超音波ビームを送信することもできる。モータ制御部 15 がさらにモータ制御信号を発生し、トランスデューサアレイ 10 がさらに 1 素子分回転した角度位置に存在する期間 2 B においては、駆動信号発生部 14 は超音波トランスデューサ 10 b ~ 10 i を 1 回駆動することにより、第 3 の超音波ビームと同一方向に第 4 の超音波ビームを送信する。

【0033】

従来の電子ラジアル走査方式においては、超音波内視鏡の外周に、超音波内視鏡の全方位にわたって超音波トランスデューサを配置する。良好な超音波画像を得るために超音波内視鏡のチャンネル数を例えば 256 チャンネルとした場合には、超音波内視鏡に 256 個の超音波トランスデューサを配置し、256 本の同軸ケーブルを用いて超音波内視鏡装置本体に接続する必要がある。さらに、超音波内視鏡装置本体において受信信号を処理する増幅器や A/D 変換器のチャンネル数を例えば 64 とすれば、4 : 1 の割合で信号選択をする信号切り替え器 (マルチプレクサ: MUX) を超音波内視鏡装置本体に具備する必要もある。

【0034】

これに対し、本実施形態においては、超音波トランスデューサ 10 a、10 b、... の回転前後で異なる超音波トランスデューサの組合せにより超音波ビームを送信することによって同一方向に複数の超音波ビームを送信し、超音波トランスデューサを回転させながらドップラーモードの撮像を行う。本実施形態においては、超音波トランスデューサ 10 a、10 b、... を回転させるので、超音波内視鏡 1 の全方位にわたって超音波トランスデューサを配置する必要はなく、例えば 64 個の超音波トランスデューサを超音波内視鏡 1 の回転軸を囲む円周の一部上にまとめて配置した場合でも全方位にわたって良好な超音波画像を得ることができる。従って、超音波内視鏡 1 のチャンネル数と同軸ケーブルの本数を、それぞれ例えば 64 に削減できる。さらに、超音波内視鏡装置本体 2 における受信信号処理部 21 のチャンネル数が超音波内視鏡 1 のチャンネル数と同数 (64) であれば、信号切り替え器 (MUX) は不要であり、同数でなくても信号切り替え器 (MUX) の規模を小さくすることができる。従って、本実施形態により回路規模を小さく抑えることができる。

【0035】

上述の例では、トランスデューサアレイ 10 の配列ピッチ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、トランスデューサアレイ 10 の配列ピッチ分の回転角度ごとに超音波ビームを 2 回又はそれ以上形成するものであっても良い。

【0036】

また、上述の例では、駆動モータ 15 をステッピングモータにより構成した例について説明したが、本発明はこれに限らず、駆動モータ 15 を連続回転モータにより構成し、トランスデューサアレイ 10 を連続回転させることとしても良い。

また、上述の例では、同一方向に超音波ビームを複数回形成してドップラーモードの画像を生成する例について説明したが、本発明はこれに限らず、ある一直線上での超音波反射の経時変化を画像化した M (Motion) モードの画像を生成することとしても良い。

【産業上の利用可能性】

【0037】

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。

【符号の説明】

【0038】

10

20

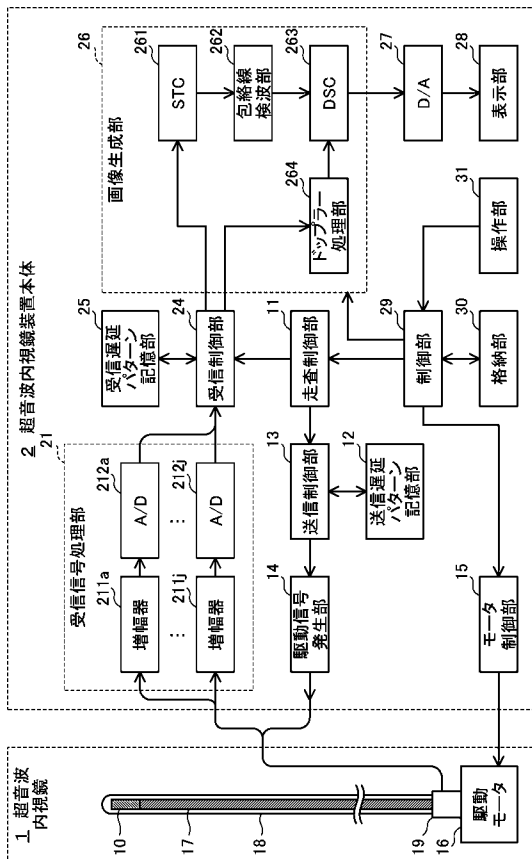
30

40

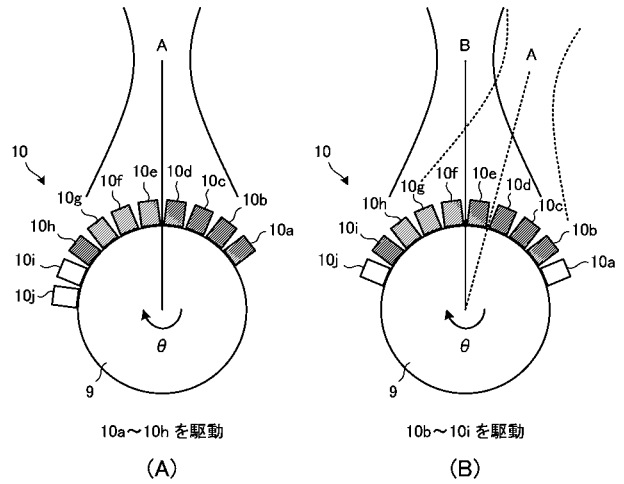
50

1	超音波内視鏡	
2	超音波内視鏡装置本体	
9	円柱状バックング材	
10	トランスデューサアレイ	
10a ~ 10j	超音波トランスデューサ	
11	走査制御部	
12	送信遅延パターン記憶部	
13	送信制御部	
14	駆動信号発生部	
15	モータ制御部	10
16	駆動モータ	
17	回転伝達ケーブル	
18	保護カバー	
19	支持部	
21	受信信号処理部	
211a ~ 211j	増幅器	
212a ~ 212j	A / D 変換器	
24	受信制御部	
25	受信遅延パターン記憶部	
26	画像生成部	20
261	STC部	
262	包絡線検波部	
263	DS C	
264	ドップラー処理部	
27	D / A 変換器	
28	表示部	
29	制御部	
30	格納部	
31	操作部	

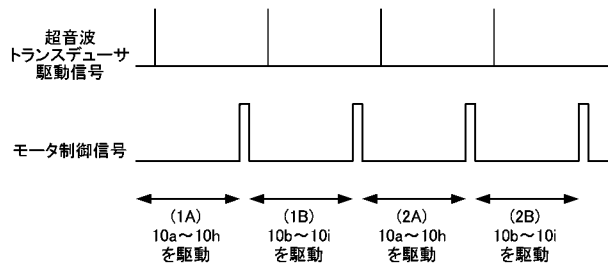
【図 1】



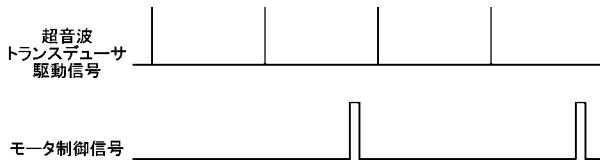
【図 2】



【図 3】



【図 4】



甲抑制电路规模与获得满意的超声图像，以允许所述多普勒模式进行成像，而不停止超声换能器的旋转。在至少一个部分上，多个超声波输出的圆周上的多个接收信号的预定排列间距的阵列和接收超声回波根据发射超声波束与多个驱动信号的和换能器，作为用于发送其沿圆周旋转时，多个旋转的组合的来回在超声换能器的不同的超声波换能器的超声波束，多个超声波的驱动部的多个超声波振子用于产生多个供应到换能器的一部分的驱动信号的驱动信号发生器，基于所述多个从所述多个超声波振子，超声波回声中的至少一个部输出的接收信号的并且图像处理装置用于产生表示与图像的移动有关的信息的图像数据。点域1

