

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4621452号
(P4621452)

(45) 発行日 平成23年1月26日 (2011. 1. 26)

(24) 登録日 平成22年11月5日 (2010. 11. 5)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2004-240787 (P2004-240787)
 (22) 出願日 平成16年8月20日 (2004. 8. 20)
 (65) 公開番号 特開2006-55401 (P2006-55401A)
 (43) 公開日 平成18年3月2日 (2006. 3. 2)
 審査請求日 平成19年3月6日 (2007. 3. 6)

(73) 特許権者 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 佐藤 良彰
 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
 (72) 発明者 辻田 和宏
 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

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡及び超音波内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

各々が第1の電極及び第2の電極を有して超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサ部と、

複数の超音波トランスデューサの第1の電極に各々が接続された複数の第1の配線と、
 第1の電極が互いに接続されていない複数の超音波トランスデューサの第2の電極に各々が接続された複数の第2の配線と、

前記複数の第2の配線と接地電位との間にそれぞれ接続され、制御信号に従って前記複数の第2の配線の各々を接地するか開放状態にする複数のスイッチ手段と、

を具備し、前記超音波トランスデューサ部が、前記複数の第1の配線及び前記複数の第2の配線を介して選択的に駆動信号が供給されたときに、走査角度領域を所定の角度毎に複数の角度領域に分割した各領域において同じ数の超音波ビームを、一定の角度間隔で同時に送信して走査を行う、超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記複数の第1の配線の各々が、前記複数の角度領域の各々を第2の所定の角度毎に複数のサブ領域に分割したときに、前記複数のサブ領域において前記第2の所定の角度毎に位置する複数の超音波トランスデューサの第1の電極に接続され、

前記複数の第2の配線の各々が、前記複数の超音波トランスデューサを前記サブ領域毎にグループ化したときに、前記所定の角度毎に位置する複数のグループの超音波トランスデューサの第2の電極に接続されている、

10

20

請求項 1 記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記所定の角度が 90° であり、前記超音波トランスデューサ部が、前記複数の第 1 の配線及び前記複数の第 2 の配線を介して選択的に駆動信号が供給されたときに、複数の超音波ビームを 90° 間隔で同時に送信して走査を行う、請求項 2 記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

各々が第 1 の電極及び第 2 の電極を有して超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサ部と、複数の超音波トランスデューサの第 1 の電極に各々が接続された複数の第 1 の配線と、第 1 の電極が互いに接続されていない複数の超音波トランスデューサの第 2 の電極に各々が接続された複数の第 2 の配線とを有する超音波内視鏡と、

複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を前記複数の第 1 の配線を介して前記超音波トランスデューサ部に供給する送信手段と、

前記複数の第 2 の配線と接地電位との間にそれぞれ接続され、制御信号に従って前記複数の第 2 の配線の各々を接地するか開放状態にする複数のスイッチ手段と、

走査角度領域を所定の角度毎に複数の角度領域に分割した各領域において同じ数の超音波ビームを、一定の角度間隔で同時に送信して走査を行うように、前記送信手段を制御すると共に、前記複数の第 2 の配線の内の 1 つを接地し、他を開放状態にするように制御する制御信号を前記複数のスイッチ手段に供給する制御手段と、
を具備する超音波内視鏡装置。

【請求項 5】

前記送信手段が、走査角度領域を所定の角度毎に複数の角度領域に分割した各領域において、前記複数の超音波トランスデューサを選択的に駆動するコンベックス走査と、所定数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって形成される超音波ビームをステアリングさせるセクタ走査とを組み合わせる行うように、前記超音波トランスデューサ部に選択的に駆動信号を供給する、請求項 4 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 6】

前記送信手段が、前記複数の超音波トランスデューサを選択的に駆動するコンベックス走査と、前記コンベックス走査の走査不可領域において、所定数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって形成される超音波ビームをステアリングさせるセクタ走査とを組み合わせる行うように、前記超音波トランスデューサ部に選択的に駆動信号を供給する、請求項 5 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 7】

前記複数の第 1 の配線の各々が、前記複数の角度領域の各々を第 2 の所定の角度毎に複数のサブ領域に分割したときに、前記複数のサブ領域において前記第 2 の所定の角度毎に位置する複数の超音波トランスデューサの第 1 の電極に接続され、

前記複数の第 2 の配線の各々が、前記複数の超音波トランスデューサを前記サブ領域毎にグループ化したときに、前記所定の角度毎に位置する複数のグループの超音波トランスデューサの第 2 の電極に接続されている、

請求項 4 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 8】

前記所定の角度が 90° であり、前記超音波トランスデューサ部が、前記複数の第 1 の配線及び前記複数の第 2 の配線を介して選択的に駆動信号が供給されたときに、複数の超音波ビームを 90° 間隔で同時に送信して走査を行う、請求項 7 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 9】

各送信方向に複数の超音波パルスを連続して送信するドップラーモードにおいて、連続する超音波パルスの数を少なくしてフレームレートを優先したフレームレート優先モードと、連続する超音波パルスの数をフレームレート優先モードにおけるよりも多くして感度を優先した感度優先モードとを切り替えるモード切替手段をさらに具備する請求項 4 ~ 8

10

20

30

40

50

のいずれか 1 項記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 10】

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 4 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 11】

前記モード切替手段が、前記超音波内視鏡内に設けられている、請求項 9 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、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】

近年、患者の体内に挿入して超音波断層像を撮影して医療診断するために、超音波内視鏡が使用されてきている。このような超音波内視鏡においては、一般に、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサ（超音波振動子）を含むアレイを機械的に回転させて視野角 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。

【0003】

しかしながら、このメカニカルラジアル走査方式によれば、体外式超音波撮像装置においてコンベックス型の超音波トランスデューサアレイを用いて視野角 90° の走査を行う走査方式と比較して、音線密度や走査深度等の条件を同一にした場合に、広い視野角の走査を行うために、1 フレームの画像を得るための走査時間（フレーム周期）が長くなり、フレームレートが低下してしまうという問題がある。

【0004】

一方、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。例えば、下記の非特許文献 1 には、各種消化器疾患に対する電子ラジアル型超音波内視鏡の使用経験に基づいて、電子ラジアル型超音波内視鏡の有用性及び問題点を検討した結果が記載されている。

【0005】

また、下記の特許文献 1 は、複数の超音波振動子を列設した可撓性基板を円筒状に形成する際に、可撓性基板の接合部分における超音波振動子間の間隔を各振動子の配置間隔の整数倍とすると共に、接合部分における超音波振動子間の間隔位置での走査を、この間隔に隣設する超音波振動子を駆動して行うための駆動素子切換回路及びディレイラインを具備することにより、分解能を向上した電子ラジアル型超音波ビーム装置を開示している。

【0006】

しかしながら、電子ラジアル走査方式による超音波内視鏡においても、視野角 360° の B モード超音波断層像を撮影しようとする、図 11 の (b) に示すように、使用する複数の超音波トランスデューサの位置を円周方向に沿って変化させながら超音波ビーム（音線）SL1 ~ SL360 を順次送信する必要がある。そのため、コンベックス型の超音波トランスデューサアレイを用いて視野角 90° の走査を行う場合と比較して、図 11 の (a) に示すフレーム周期 T が約 4 倍となり、フレームレートが約 1 / 4 に低下してしまう。

【0007】

さらに、電子ラジアル型の超音波内視鏡において、ドップラー法により血流情報を得る場合には、微小な血流情報の S / N 比を向上させるために、同一方向に複数のパルスが順次送信される。例えば、図 11 の (d) に示すように、第 1 の方向に 4 つの超音波ビーム SL1 - 1 ~ SL1 - 4 が順次送信され、送信方向を変えてこれが繰り返され、最後に第 360 の方向に 4 つの超音波ビーム SL360 - 1 ~ SL360 - 4 が順次送信される。

10

20

30

40

50

この場合には、図 11 の (a) 及び (b) に示す B モード超音波断層像を撮影する場合と比較して、図 11 の (c) に示すようにフレーム周期が 4 倍 (4 T) となり、フレームレートが約 1 / 4 に低下してしまう。

【非特許文献 1】竹田 欽一ら、「消化器疾患に対する電子ラジアル型超音波内視鏡検査の現状」、Jpn J Med Ultrasonics、Vol. 31、Supplement、77 - C062、2004 年

【特許文献 1】特開平 2 - 134142 号公報 (第 2 頁右上欄第 14 行 ~ 左下欄第 3 行、第 4 頁右下欄第 2 行 ~ 第 10 行、第 3 図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0008】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、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において、電子ラジアル走査におけるフレームレートを向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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は、各々が第 1 の電極及び第 2 の電極を有して超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサ部と、複数の超音波トランスデューサの第 1 の電極に各々が接続された複数の第 1 の配線と、第 1 の電極が互いに接続されていない複数の超音波トランスデューサの第 2 の電極に各々が接続された複数の第 2 の配線と、複数の第 2 の配線と接地電位との間にそれぞれ接続され、制御信号に従って複数の第 2 の配線の各々を接地するか開放状態にする複数のスイッチ手段とを具備し、超音波トランスデューサ部が、複数の第 1 の配線及び複数の第 2 の配線を介して選択的に駆動信号が供給されたときに、走査角度領域を所定の角度毎に複数の角度領域に分割した各領域において同じ数の超音波ビームを、一定の角度間隔で同時に送信して走査を行う。

20

【0011】

また、本発明の 1 つの観点に係る超音波内視鏡装置は、各々が第 1 の電極及び第 2 の電極を有して超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサ部と、複数の超音波トランスデューサの第 1 の電極に各々が接続された複数の第 1 の配線と、第 1 の電極が互いに接続されていない複数の超音波トランスデューサの第 2 の電極に各々が接続された複数の第 2 の配線とを有する超音波内視鏡と、複数の駆動信号を生成し、該複数の駆動信号を複数の第 1 の配線を介して超音波トランスデューサ部に供給する送信手段と、複数の第 2 の配線と接地電位との間にそれぞれ接続され、制御信号に従って複数の第 2 の配線の各々を接地するか開放状態にする複数のスイッチ手段と、走査角度領域を所定の角度毎に複数の角度領域に分割した各領域において同じ数の超音波ビームを、一定の角度間隔で同時に送信して走査を行うように、送信手段を制御すると共に、複数の第 2 の配線の内の 1 つを接地し、他を開放状態にするように制御する制御信号を複数のスイッチ手段に供給する制御手段とを具備する。

30

【発明の効果】

40

【0012】

本発明によれば、走査角度領域を複数の角度領域に分割した各領域において同じ数の超音波ビームを、一定の角度間隔で同時に送信することにより、フレームレートを向上させることができる。また、同時に送信する超音波ビームの角度間隔を 90 ° とする場合には、複数の超音波ビーム間のクロストークの影響を低減して、超音波断層像の画質の均一化を図ることができる。さらに、超音波トランスデューサ部と本体装置 (超音波観測装置) との間の配線数を削減することにより、コストを低減しつつ、超音波内視鏡の小型化を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

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。

本発明の一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、電子ラジアル型の超音波内視鏡 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 及び第 2 のスイッチ SW1 及び SW2 と、送信回路 14 と、受信回路 15 と、B モード処理部 16 と、ドップラー処理部 17 と、ディジタル・スキャン・コンバータ（DSC）18 と、画像メモリ 19 と、ディジタル／アナログ変換器（D/A 変換器）20 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 31 と、操作部 32 と、接続コード 33 と、ユニバーサルコード 34 とを含んでいる。

【0016】

超音波内視鏡 2 の挿入部 31 は、患者の体内に挿入することができるように細長い可撓性の管状となっている。操作部 32 は、挿入部 31 の基端に設けられており、接続コード 33 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 34 を介して図示しない光源装置と接続されている。

【0017】

超音波内視鏡 2 の挿入部 31 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】

図 3 は、図 2 に示す超音波内視鏡 2 の先端を示す拡大図である。超音波内視鏡 2 の挿入部 31 の先端には、複数の超音波トランスデューサが円周上に配置された超音波トランスデューサ部 40 が設けられている。超音波トランスデューサ部 40 は、図 1 に示す超音波観測装置 3 の送信回路 14 から供給される複数の駆動信号に従って超音波ビームを送信すると共に、目的部位等から反射された超音波エコーを受信して、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 31 の先端には、操作部 32 に設けられた処置具挿入口 35 から挿入された処置具等が突出される孔が形成されている。

30

【0019】

図 4 に示すように、超音波トランスデューサ部 40 は、360 個の超音波トランスデューサ T1 ～ T360 を円周上に並べて構成されている。ここで、超音波トランスデューサ T1 ～ T360 は、視野角 360° の走査角度領域を 90° 毎に 4 つの分割領域（第 1 乃至第 4 の分割領域 AR1 ～ AR4）に分割し、第 1 乃至第 4 の分割領域 AR1 ～ AR4 においてそれぞれ 4 つの超音波ビームを同じタイミングで送信してラジアル走査を行い、かつ、同じタイミングで送信される 4 つの超音波ビームの間隔を 90° に保つために、以下のようにグループ分けされている。

40

【0020】

第 1 のグループの超音波トランスデューサは、図 4 に示す第 1 の分割領域 AR1 を 45° で分割した 2 つのサブ領域（第 1 及び第 2 のサブ領域 SA1、SA2）の内の第 1 のサブ領域 SA1 に属する 45 個の超音波トランスデューサ T1 ～ T45 から構成される。したがって、第 1 のグループの超音波トランスデューサ T1 ～ T45 による走査の範囲は、第 1 のサブ領域 SA1 の範囲となる。

【0021】

第 2 のグループの超音波トランスデューサは、上記の第 2 のサブグループ SA2 に属する 45 個の超音波トランスデューサ T46 ～ T90 から構成される。したがって、第 2 の

50

グループの超音波トランスデューサ T 4 6 ~ T 9 0 による走査の範囲は、第 2 のサブ領域 S A 2 の範囲となる。

【 0 0 2 2 】

第 3 のグループの超音波トランスデューサは、図 4 に示す第 2 の分割領域 A R 2 を 4 5 ° で分割した 2 つのサブ領域 (第 3 及び第 4 のサブ領域 S A 3 、 S A 4) の内の第 3 のサブ領域 S A 3 に属する 4 5 個の超音波トランスデューサ T 9 1 ~ T 1 3 5 から構成される。したがって、第 3 のグループの超音波トランスデューサ T 9 1 ~ T 1 3 5 による走査の範囲は、第 3 のサブ領域 S A 3 の範囲となる。

【 0 0 2 3 】

第 4 のグループの超音波トランスデューサは、上記の第 4 のサブグループ S A 4 に属する 4 5 個の超音波トランスデューサ T 1 3 6 ~ T 1 8 0 から構成される。したがって、第 4 のグループの超音波トランスデューサ T 1 3 6 ~ T 1 8 0 による走査の範囲は、第 4 のサブ領域 S A 4 の範囲となる。

【 0 0 2 4 】

第 5 のグループの超音波トランスデューサは、図 4 に示す第 3 の分割領域 A R 3 を 4 5 ° で分割した 2 つのサブ領域 (第 5 及び第 6 のサブ領域 S A 5 、 S A 6) の内の第 5 のサブ領域 S A 5 に属する 4 5 個の超音波トランスデューサ T 1 8 1 ~ T 2 2 5 から構成される。したがって、第 5 のグループの超音波トランスデューサ T 1 8 1 ~ T 2 2 5 による走査の範囲は、第 5 のサブ領域 S A 5 の範囲となる。

【 0 0 2 5 】

第 6 のグループの超音波トランスデューサは、上記の第 6 のサブグループ S A 6 に属する 4 5 個の超音波トランスデューサ T 2 2 6 ~ T 2 7 0 から構成される。したがって、第 6 のグループの超音波トランスデューサ T 2 2 6 ~ T 2 7 0 による走査の範囲は、第 6 のサブ領域 S A 6 の範囲となる。

【 0 0 2 6 】

第 7 のグループの超音波トランスデューサは、図 4 に示す第 4 の分割領域 A R 4 を 4 5 ° で分割した 2 つのサブ領域 (第 7 及び第 8 のサブ領域 S A 7 、 S A 8) の内の第 7 のサブ領域 S A 7 に属する 4 5 個の超音波トランスデューサ T 2 7 1 ~ T 3 1 5 から構成される。したがって、第 7 のグループの超音波トランスデューサ T 2 7 1 ~ T 3 1 5 による走査の範囲は、第 7 のサブ領域 S A 7 の範囲となる。

【 0 0 2 7 】

第 8 のグループの超音波トランスデューサは、上記の第 8 のサブグループ S A 8 に属する 4 5 個の超音波トランスデューサ T 3 1 6 ~ T 3 6 0 から構成される。したがって、第 8 のグループの超音波トランスデューサ T 3 1 6 ~ T 3 6 0 による走査の範囲は、第 8 のサブ領域 S A 8 の範囲となる。

【 0 0 2 8 】

超音波トランスデューサ T 1 ~ T 3 6 0 の各々は、P Z T や P V D F 等の圧電素子を個別電極と共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送信すると共に、目的部位等から反射された超音波エコーを受信して個別電極に受信信号を発生する。

【 0 0 2 9 】

図 4 に示すように、第 1 乃至第 4 の分割領域 A R 1 ~ A R 2 の各々において、超音波トランスデューサ部 4 0 の円周方向に関して 4 5 ° の間隔で位置する 2 つの超音波トランスデューサの個別電極は、信号配線 E L 1 ~ E L 1 8 0 の内の同じものに電氣的に接続されている。

【 0 0 3 0 】

例えば、第 1 の分割領域 A R 1 においては、超音波トランスデューサ部 4 0 の円周方向に関して 4 5 ° の間隔で位置する第 1 のグループ内の超音波トランスデューサ T 1 の個別電極と第 2 のグループ内の超音波トランスデューサ T 4 6 の個別電極とは、信号配線 E L 1 に電氣的に接続されている。同様に、超音波トランスデューサ部 4 0 の円周方向に関し

10

20

30

40

50

て45°の間隔で位置する第1のグループ内の超音波トランスデューサT2の個別電極と第2のグループ内の超音波トランスデューサT47の個別電極とは、信号配線EL2に電氣的に接続されている。

【0031】

また、第2の分割領域AR2においては、超音波トランスデューサ部40の円周方向に関して45°の間隔で位置する第3のグループ内の超音波トランスデューサT91の個別電極と第4のグループ内の超音波トランスデューサT136の個別電極とは、信号配線EL46に電氣的に接続されている。同様に、超音波トランスデューサ部40の円周方向に関して45°の間隔で位置する第3のグループ内の超音波トランスデューサT92の個別電極と第4のグループ内の超音波トランスデューサT137の個別電極とは、信号配線EL47に電氣的に接続されている。

10

【0032】

一方、同じグループの超音波トランスデューサの共通電極は、共通電極配線G1、G2の内の同じものに電氣的に接続されており、かつ、超音波トランスデューサ部40の円周方向に関して90°の間隔毎に位置する複数のグループの超音波トランスデューサの共通電極も、共通電極配線G1、G2の内の同じものに電氣的に接続されている。

【0033】

即ち、超音波トランスデューサ部40の円周方向に関して90°の間隔毎に位置する奇数番目(第1、第3、第5及び第7)のグループの超音波トランスデューサT1~T45、T91~T135、T181~T225、T271~T315の共通電極は、共通電極配線G1に電氣的に接続されている。また、超音波トランスデューサ部40の円周方向に関して90°の間隔毎に位置する偶数番目(第2、第4、第6及び第8)のグループの超音波トランスデューサT46~T90、T136~T180、T226~T270、T316~T380の共通電極は、共通電極配線G2に電氣的に接続されている。

20

【0034】

このようにして超音波トランスデューサT1~T360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EL1~EL180の数180本と共通電極配線G1、G2の数2本との和である182本となる。その結果、超音波トランスデューサT1~T360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361(=360+1)本に比べて、配線数を約半分に削減することができる。

30

【0035】

なお、信号配線EL1~EL180は、図2に示す接続コード33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、G2は、接続コード23を介して超音波観測装置3の第1及び第2のスイッチSW1、SW2に接続されている。

【0036】

図1に示す超音波観測装置3の操作卓11は、オペレータの操作に基づいて、超音波内視鏡2における超音波撮像動作の開始/停止及びモード切替(Bモード又はドップラーモード、及び、フレームレート優先モード又は感度優先モード)を制御するための制御信号AをCPU12に出力する。

40

【0037】

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及び第2のスイッチSW1、SW2のオン/オフを制御する第1及び第2のスイッチ制御信号B1、B2を生成し、それらの信号を第1及び第2のスイッチSW1、SW2にそれぞれ出力する。また、CPU12は、送信回路14の動作を制御するための送信回路制御信号A1を送信回路14に出力すると共に、受信回路15の動作を制御するための受信回路制御信号A2を受信回路15に出力する。

【0038】

第1及び第2のスイッチSW1、SW2は、CPU12から入力される第1及び第2の

50

スイッチ制御信号 B 1、B 2 に基づいてオン / オフする。第 1 及び第 2 のスイッチ S W 1、S W 2 がオンすると共通電極配線 G 1、G 2 がそれぞれ接地され、第 1 及び第 2 のスイッチ S W 1、S W 2 がオフすると共通電極配線 G 1、G 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 1 ~ T 3 6 0 を、奇数番目 (第 1、第 3、第 5 及び第 7) のグループと偶数番目 (第 2、第 4、第 6 及び第 8) のグループとに分けて動作させることができる。

【 0 0 3 9 】

送信回路 1 4 は、送信回路制御信号 A 1 に基づいて複数の駆動信号を生成し、これらの駆動信号を信号配線 E L 1 ~ E L 1 8 0 上に出力する。これらの駆動信号に従って、共通電極が接地されているグループの超音波トランスデューサから超音波が送信される。

10

【 0 0 4 0 】

一方、受信回路 1 5 は、共通電極が接地されているグループの超音波トランスデューサから信号配線 E L 1 ~ E L 1 8 0 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ィジタル受信信号に変換する。さらに、受信回路 1 5 は、ディ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 4 1 】

B モード処理部 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。

20

【 0 0 4 2 】

ドップラー処理部 1 7 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、受信フォーカス処理が施された受信信号から高周波成分を除去すると共に、その受信信号に対して直交位相検波処理を行う。さらに、ドップラー処理部 1 7 は、直交位相検波された受信信号から、血管壁や心臓壁等のスペキュラーエコーの変動によって生じる不要なクラッター成分を取り除く。このようにして、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が生成される。

【 0 0 4 3 】

D S C 1 8 は、B モード処理部 1 6 において生成された B モード画像用データ又はドップラー処理部 1 7 において生成された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 (ラスタ変換) する。画像メモリ 1 9 は、D S C 1 8 で生成された画像データを格納する。D / A 変換器 2 0 は、画像メモリ 1 9 から読み出したディ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 により撮影された超音波断層像が表示される。

30

【 0 0 4 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、オペレータは、ユニバーサルコード 3 4 の一端に接続された光源から光を発して、挿入部 3 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出射すると共に、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 3 1 を患者の体内に挿入していく。

40

【 0 0 4 5 】

まず、B モード画像を撮影する場合の超音波内視鏡装置の動作について説明する。挿入部 3 1 が目的位置に達すると、オペレータは、操作卓 1 1 (図 1) を操作することにより、超音波内視鏡 2 の動作を開始させると共に B モードを指定する制御信号 A を、操作卓 1 1 から C P U 1 2 に出力させる。

【 0 0 4 6 】

C P U 1 2 は、この制御信号 A に基づいて、送信回路 1 4 の動作の開始と B モード用の駆動信号の生成とを指示する送信回路制御信号 A 1 を送信回路 1 4 に出力する。また、C P U 1 2 は、受信回路 1 5 の動作の開始を指示する受信回路制御信号 A 2 を受信回路 1 5

50

に出力する。

【 0 0 4 7 】

さらに、CPU 12は、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。第1のスイッチSW1がオンすると、共通電極配線G1が接地されて、図4に示す奇数番目（第1、第3、第5及び第7）のグループの超音波トランスデューサT1～T45、T91～T135、T181～T225、T271～T315の共通電極が接地される。

【 0 0 4 8 】

送信回路14は、信号配線EL1～EL180を介して奇数番目（第1、第3、第5及び第7）のグループの超音波トランスデューサT1～T45、T91～T135、T181～T225、T271～T315の個別電極にそれぞれ供給される複数の駆動信号（本実施形態においては、パルス信号とする）を生成する。このとき、送信回路14は、1本の超音波ビームを形成するために3個の超音波トランスデューサを用いて、互いに90°離れた場所から4本の超音波ビームが同じタイミングで送信されるように、それらの駆動信号を生成する。

【 0 0 4 9 】

例えば、図5に示すように、分割領域AR1において第1のグループ内の超音波トランスデューサT1～T3から超音波ビーム（音線）SL1（図5の（b））が送信され、分割領域AR2において第3のグループ内の超音波トランスデューサT91～T93から超音波ビームSL91（図5の（c））が送信され、分割領域AR3において第5のグループ内の超音波トランスデューサT181～T183から超音波ビームSL181（図5の（d））が送信され、分割領域AR4において第7のグループ内の超音波トランスデューサT271～T273から超音波ビームSL271（図5の（e））が送信されるように、これらの超音波トランスデューサを駆動するための駆動パルス信号が生成される。

【 0 0 5 0 】

これらの超音波ビームが被検体から反射されて生じた超音波エコーを受信することによって得られる複数の受信信号は、信号配線EL1～EL180を介して受信回路15に出力されて音線データが形成され、Bモード処理部16においてBモード画像用データが生成された後、このデータがDSC18においてラスタ変換されて、画像データが生成される。画像データは画像メモリ19に格納される。

【 0 0 5 1 】

奇数番目（第1、第3、第5及び第7）のグループの超音波トランスデューサT1～T45、T91～T135、T181～T225、T271～T315による走査が終了すると、CPU12は、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、偶数番目（第2、第4、第6及び第8）のグループの超音波トランスデューサT46～T90、T136～T180、T226～T270、T316～T360の共通電極が接地される。

【 0 0 5 2 】

送信回路14は、奇数番目のグループの超音波トランスデューサの場合と同様に、信号配線EL1～EL180を介して偶数番目（第2、第4、第6及び第8）のグループの超音波トランスデューサT46～T90、T136～T180、T226～T270、T316～T360の個別電極にそれぞれ供給される複数の駆動パルス信号を生成する。

【 0 0 5 3 】

これらの超音波ビームが被検体から反射されて生じた超音波エコーを受信することによって得られる複数の受信信号は、信号配線EL1～EL180を介して受信回路15に出力されて音線データが形成され、Bモード処理部16においてBモード画像用データが生成された後、このデータがDSC18においてラスタ変換されて、画像データが生成される。画像データは画像メモリ19に格納される。

【 0 0 5 4 】

以上の動作により、奇数番目及び偶数番目のグループの超音波トランスデューサが交互に用いられて各分割領域をコンベックス走査することにより、トータルで視野角 3 6 0 ° の走査角度範囲のラジアル走査が行われる。なお、走査角度範囲は、3 6 0 ° に限られず、1 8 0 ° 又はその他の値としても良い。画像メモリ 1 9 から読み出された画像データは、D / A 変換器 2 0 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、B モードの超音波断層像が表示装置 4 に表示される。

【 0 0 5 5 】

本実施形態に係る超音波内視鏡装置によれば、同じタイミングで 4 方向に超音波ビームを送信するので、B モードにおいては、従来のように超音波ビームを 1 本ずつ送信する場合における図 1 1 の (a) に示すフレーム周期 T と比較して、図 5 の (a) に示すように、フレーム周期を $1 / 4$ (即ち、 $T / 4$) にして、フレームレートを 4 倍にすることができる。また、同じタイミングで送信される 4 本の超音波ビームの角度間隔が 9 0 ° であるので、複数の超音波ビームを同時に送信することによるクロストークをほとんど発生しないようにすることができる。

【 0 0 5 6 】

なお、サブ領域 $S A 1 \sim S A 8$ の境界付近 (即ち、第 1 及び第 2 のスイッチ $S W 1$ 及び $S W 2$ による超音波トランスデューサのグループの切替前後) においては、超音波ビームを送信するために隣のサブ領域の超音波トランスデューサを用いることができないので、超音波ビームのムラが生じてしまう。

【 0 0 5 7 】

そこで、例えば、超音波ビーム $S L 4 5$ を送信した後に、超音波ビーム $S L 4 5$ を送信するのに使用した第 1 のグループ内の超音波トランスデューサ $T 4 3$ 、 $T 4 4$ 、 $T 4 5$ の個別電極に供給される駆動パルス信号の遅延量を制御して超音波ビームをステアリングさせることによりセクタ走査を行い、図 8 に示すように、超音波ビーム $S L 4 5'$ を超音波ビーム $S L 4 5$ よりも第 2 のサブ領域 $S A 2$ 側に送信する。

【 0 0 5 8 】

その後、第 2 のグループ内の超音波トランスデューサ $T 4 6$ 、 $T 4 7$ 、 $T 4 8$ を用いて超音波ビーム $S L 4 6$ を送信する前に、これらの超音波トランスデューサ $T 4 6$ 、 $T 4 7$ 、 $T 4 8$ の個別電極に供給される駆動パルス信号の遅延量を制御して超音波ビームをステアリングさせることによりセクタ走査を行い、図 8 に示すように、超音波ビーム $S L 4 6'$ を超音波ビーム $S L 4 6$ よりも第 1 のサブ領域 $S A 1$ 側に送信する。これにより、第 1 のサブ領域 $S A 1$ と第 2 のサブ領域 $S A 2$ との境界における超音波ビームのムラを低減することができる。

【 0 0 5 9 】

また、第 3 及び第 4 のサブ領域 $S A 3$ 、 $S A 4$ の境界と第 5 及び第 6 のサブ領域 $S A 5$ 、 $S A 6$ の境界と第 7 及び第 8 のサブ領域 $S A 7$ 、 $S A 8$ の境界とにおいても、超音波ビーム $S L 4 5'$ をステアリングさせるセクタ走査の際に超音波ビーム $S L 1 3 5'$ 、 $S L 2 2 5'$ 、 $S L 3 1 5'$ をステアリングさせるセクタ走査を同時に行うとともに、超音波ビーム $S L 4 6'$ をステアリングさせるセクタ走査の際に超音波ビーム $S L 1 3 6'$ 、 $S L 2 2 6'$ 、 $S L 3 1 6'$ をステアリングさせるセクタ走査を同時に行って、超音波ビーム数の増加によるフレームレートの低下を防止している。

【 0 0 6 0 】

次に、フレームレート優先でドップラーモード画像を撮影する場合の超音波内視鏡装置の動作について説明する。オペレータは、操作卓 1 1 (図 1) を操作することにより、超音波内視鏡 2 の動作を開始させると共にフレームレート優先のドップラーモードを指示する制御信号 A を、操作卓 1 1 から C P U 1 2 に出力させる。

【 0 0 6 1 】

C P U 1 2 は、この制御信号 A に基づいて、送信回路 1 4 の動作の開始とフレームレート優先のドップラーモード用の駆動信号の生成とを指示する送信回路制御信号 A 1 を送信

10

20

30

40

50

回路 14 に出力する。また、CPU 12 は、受信回路 15 の動作の開始を指示する受信回路制御信号 A2 を受信回路 15 に出力する。フレームレート優先のドップラーモードにおいては、送信回路 14 が、4 つの方向の各々に 4 つの超音波ビーム（パルス）が連続して 4 回送信されるように、駆動パルス信号を生成する。

【0062】

例えば、図 6 に示すように、分割領域 AR1 において第 1 のグループ内の超音波トランスデューサ T1 ~ T3 から連続する 4 つの超音波ビーム（音線）SL1-1 ~ SL1-4（図 6 の（b））が送信され、分割領域 AR2 において第 3 のグループ内の超音波トランスデューサ T91 ~ T93 から連続する 4 つの超音波ビーム SL91-1 ~ SL91-4（図 6 の（c））が送信され、分割領域 AR3 において第 5 のグループ内の超音波トランスデューサ T181 ~ T183 から連続する 4 つの超音波ビーム SL181-1 ~ SL181-4（図 6 の（d））が送信され、分割領域 AR4 において第 7 のグループ内の超音波トランスデューサ T271 ~ T273 から連続する 4 つの超音波ビーム SL271-1 ~ SL271-4（図 6 の（e））が送信されるように、これらの超音波トランスデューサを駆動する駆動パルス信号が生成される。

10

【0063】

これらの超音波ビームが被検体から反射されて生じた超音波エコーを受信することによって得られる複数の受信信号は、信号配線 EL1 ~ EL180 を介して受信回路 15 に出力されて音線データが形成され、ドップラー処理部 17 においてドップラー画像用データに変換された後、このデータが DSC18 でラスタ変換されて、画像データが生成される。画像データは画像メモリ 19 に格納される。

20

【0064】

このように、走査角度範囲に含まれる各分割領域がコンベックス走査されることにより、走査角度範囲の全てに対してラジアル走査がなされる。さらに、第 1 の実施形態と同様に、サブ領域 SA1 ~ SA8 の境界付近においては、超音波ビームをステアリングさせるセクタ走査が行われる。また、画像メモリ 19 に格納された画像データが読み出され、D/A 変換器 20 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、フレームレート優先のドップラー画像が表示装置 4 に表示される。

【0065】

フレームレート優先のドップラーモードによれば、4 つの方向に 4 本の超音波ビームを 4 回繰り返して送信するので、従来のように 1 本の超音波ビームを 4 回連続して送信する図 11 の（b）に示すフレーム周期 4T と比較して、図 6 の（a）に示すように、フレーム周期を 1/4（即ち、T）にして、フレームレートを 4 倍にすることができる。

30

【0066】

なお、例えば、拍動が大きい場所の血流情報を得る場合には、同一方向の超音波ビームを繰り返して送信する繰返し数を少なくしたフレームレート優先のドップラーモードの方が良いが、血流速度が小さい場所の血流情報を得る場合には、同一方向の超音波ビームを繰り返して送信する繰返し数を多くした感度優先のドップラーモードの方が良い。

【0067】

感度優先のドップラーモードにおいてドップラー画像を撮影する場合には、オペレータは、操作卓 11（図 1）を操作することにより、超音波内視鏡 2 の動作を開始させると共に感度優先のドップラーモードを指示する制御信号 A を、操作卓 11 から CPU 12 に出力させる。

40

【0068】

CPU 12 は、この制御信号 A に基づいて、送信回路 14 の動作の開始と感度優先のドップラーモード用の駆動信号の生成とを指示する送信回路制御信号 A1 を、送信回路 14 に出力する。また、CPU 12 は、受信回路 15 の動作の開始を指示する受信回路制御信号 A2 を受信回路 15 に出力する。感度優先のドップラーモードにおいては、送信回路 14 が、4 つの方向の各々に 4 つの超音波ビーム（パルス）が連続して 16 回送信されるように、駆動パルス信号を生成する。

50

【 0 0 6 9 】

例えば、図 7 に示すように、分割領域 A R 1 において第 1 のグループ内の超音波トランスデューサ T 1 ~ T 3 から連続する 1 6 個の超音波ビーム（音線）S L 1 - 1 ~ S L 1 - 1 6（図 7 の（b））が送信され、分割領域 A R 2 において第 3 のグループ内の超音波トランスデューサ T 9 1 ~ T 9 3 から連続する 1 6 個の超音波ビーム S L 9 1 - 1 ~ S L 9 1 - 1 6（図 7 の（c））が送信され、分割領域 A R 3 において第 5 のグループ内の超音波トランスデューサ T 1 8 1 ~ T 1 8 3 から連続する 1 6 個の超音波ビーム S L 1 8 1 - 1 ~ S L 1 8 1 - 1 6（図 7 の（d））が送信され、分割領域 A R 4 において第 7 のグループ内の超音波トランスデューサ T 2 7 1 ~ T 2 7 3 から連続する 1 6 個の超音波ビーム S L 2 7 1 - 1 ~ S L 2 7 1 - 1 6（図 7 の（e））が送信されるように、これらの超音波トランスデューサを駆動する駆動パルス信号が生成される。

10

【 0 0 7 0 】

その後、上述したフレームレート優先のドップラーモードと同様の動作により、フレームレート優先の場合よりも感度が向上したドップラー画像が、表示装置 4 に表示される。

感度優先のドップラーモードによれば、4 つの方向に 4 本の超音波ビームを 1 6 回繰り返して送信するので、従来のように 1 本の超音波ビームを 1 6 回繰り返して送信するフレーム周期 1 6 T と比較して、図 7 の（a）に示すように、フレーム周期を 1 / 4（即ち、4 T）にして、フレームレートを 4 倍にすることができる。

【 0 0 7 1 】

なお、ドップラーモードにおけるフレーム優先及び感度優先については、例えば、図 9 に示すような感度 s 及びフレームレート f （ $= 1 / T$ ）の 1 4 個の組合せの内の 1 つをオペレータが選択できるように、図 1 0 に示すようなスライドスイッチ 5 0 を図 1 の操作卓 1 1 に設けても良い。これにより、オペレータは用途に応じて感度 s 及びフレームレート f を細かく選択することができるため、使い勝手が向上する。

20

【 0 0 7 2 】

以上の実施形態においては、第 1 乃至第 4 の分割領域 A R 1 ~ A R 4 において 1 本ずつの超音波ビームを同じタイミングで送信しながらラジアル走査を行うようにしたが、各々の分割領域において複数の超音波ビームを同じタイミングで送信しながらラジアル走査を行うようにしても良い。

【 0 0 7 3 】

また、3 6 0 ° の走査角度領域を 9 0 ° 毎に 4 つの分割領域に分割したが、走査角度領域を分割する角度は 9 0 ° 以外であっても良い。例えば、3 6 0 ° の走査角度領域を 1 8 0 ° 毎に 2 つの分割領域に分割して、各々の分割領域において所定数の超音波ビームを同じタイミングで送信しながらラジアル走査を行うようにしても良い。

30

【 0 0 7 4 】

さらに、第 1 乃至第 4 の分割領域 A R 1 ~ A R 4 の各々を 4 5 ° ずつサブ領域 S A 1 ~ S A 8 に分割して、サブ領域 S A 1 ~ S A 8 毎に超音波トランスデューサをグループ分けしたが、各々の分割領域をサブ領域に分割する角度は、4 5 ° 以外であっても良い。

【 0 0 7 5 】

例えば、第 1 乃至第 4 の分割領域 A R 1 ~ A R 4 の各々を 3 0 ° ずつサブ領域 S A 1 ~ S A 1 2 に分割して、超音波トランスデューサのグループを 1 2 個にしても良い。この場合には、信号配線の本数は 1 2 0 本となり、第 1 乃至第 4 の分割領域 A R 1 ~ A R 4 の各々において、複数の超音波トランスデューサの内の 3 0 ° 毎に離れた 3 つの超音波トランスデューサの個別電極が、同じ信号配線に電氣的に接続される。

40

【 0 0 7 6 】

また、この場合には、共通電極配線 G の数が 3 つとなり、同じグループの超音波トランスデューサの共通電極は、同じ共通電極配線に電氣的に接続され、かつ、超音波トランスデューサ部 4 0 の円周方向に関して 9 0 ° の間隔で位置する複数のグループの超音波トランスデューサの共通電極は、同じ共通電極配線に電氣的に接続される。したがって、図 1 に示す超音波観測装置 3 に 3 個のスイッチを設け、C P U 1 2 から供給される 3 つのスイ

50

タッチ制御信号に従って、３個のスイッチの内のいずれか１個をオンするようにする。

【００７７】

以上の実施形態においては、電子ラジアル型の超音波内視鏡について説明したが、例えば半円周状に１８０個の超音波トランスデューサを並べたコンベックス型の超音波内視鏡についても、走査全方位である１８０°の領域を９０°毎に２つの分割領域に分割して、各々の分割領域において１本ずつかつ同じタイミングで超音波ビームを送信して走査を行うようにすることにより、本発明を適用することができる。

【００７８】

また、図１に示す第１及び第２のスイッチＳＷ１、ＳＷ２は、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。

10

さらに、超音波内視鏡２における超音波撮像動作の開始／停止を制御すると共にモードを指示する制御信号Ａを操作卓１１から出力するようにしたが、例えば、超音波内視鏡２の操作部３２に制御信号Ａを発生させるボタンを設けて、操作部３２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】

【００７９】

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】

20

【００８０】

【図１】本発明の一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に示す超音波内視鏡２の先端を示す拡大図である。

【図４】図２に示す超音波トランスデューサ部４０の構成を示す図である。

【図５】図１に示す超音波内視鏡２をＢモードで駆動したときのフレームレートを説明するための図である。

【図６】図１に示す超音波内視鏡２をフレームレート優先のドップラーモードで駆動したときのフレームレートを説明するための図である。

【図７】図１に示す超音波内視鏡２を感度優先のドップラーモードで駆動したときのフレームレートを説明するための図である。

30

【図８】サブ領域の境界におけるステアリング動作を説明するための図である。

【図９】フレームレートと感度との組合せの一例を示す図である。

【図１０】フレームレートと感度との組合せの内の１つを選択させるためのスライドスイッチを示す図である。

【図１１】従来の超音波内視鏡におけるフレームレートを説明するための図である。

【符号の説明】

【００８１】

- １ 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 Ｂモード処理部
- １７ ドップラー処理部
- １８ ＤＳＣ
- １９ 画像メモリ

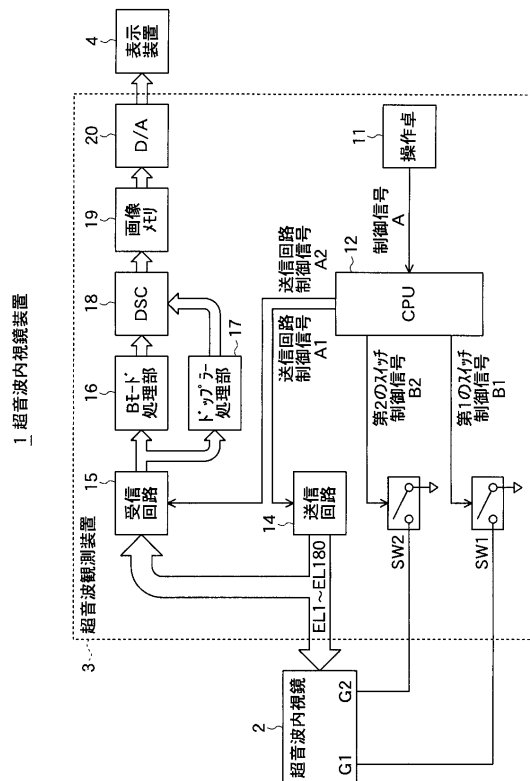
40

50

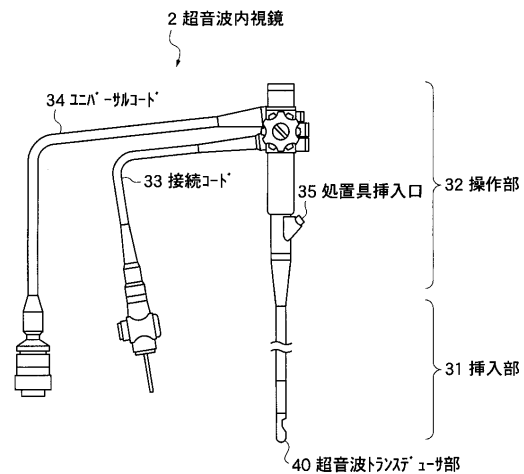
20 D/A変換器
 31 挿入部
 32 操作部
 33 接続コード
 34 ユニバーサルコード
 35 処置具挿入口
 40 超音波トランスデューサ部
 50 スライドスイッチ
 EL1～EL180 信号配線
 G1、G2 共通電極配線
 SW1、SW2 スイッチ
 T1～T360 超音波トランスデューサ

10

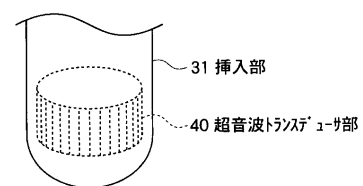
【図1】



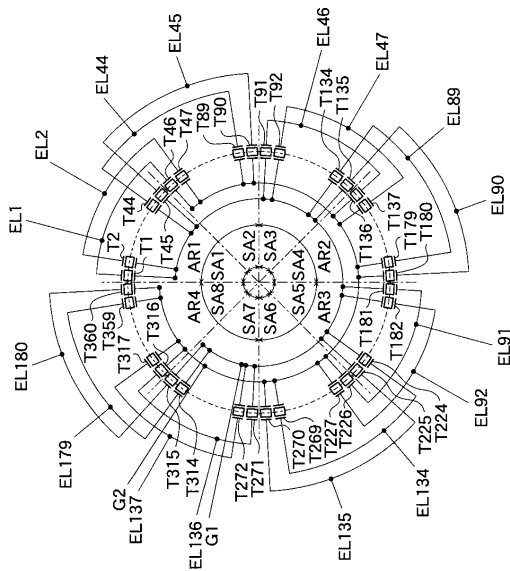
【図2】



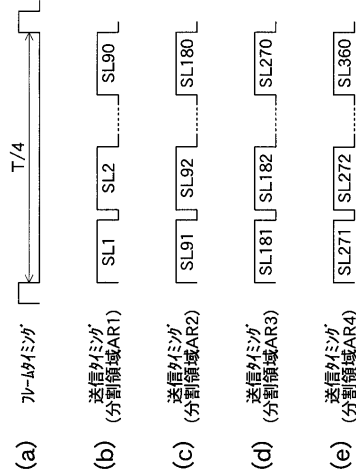
【図3】



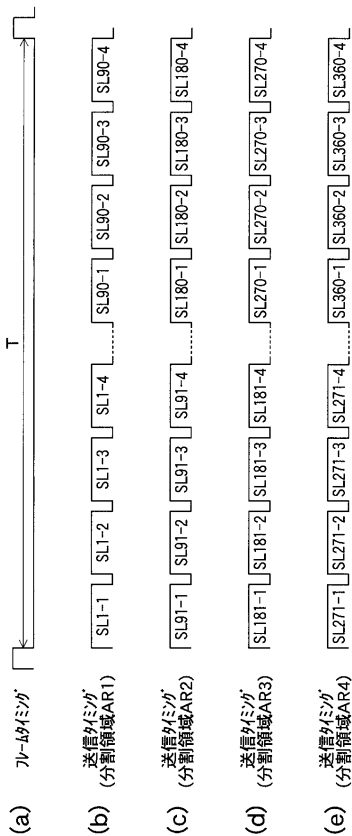
【図 4】



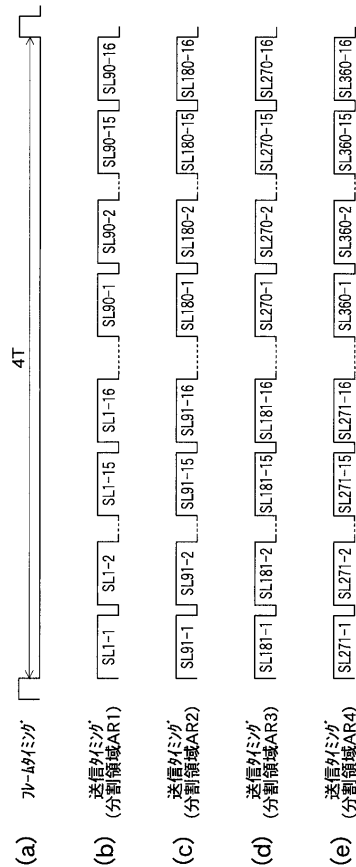
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平2 - 134142 (J P , A)
特開平3 - 277353 (J P , A)
特開平4 - 178557 (J P , A)
特開平8 - 86777 (J P , A)
特開平11 - 70112 (J P , A)
特開2000 - 325345 (J P , A)
特開2003 - 135466 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

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	JP4621452B2	公开(公告)日	2011-01-26
申请号	JP2004240787	申请日	2004-08-20
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[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 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/145 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/4488 G01S15/8922 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/FE01 4C601/GB05 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/HH26 4C601/KK12 4C601/KK19		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2006055401A JP2006055401A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波内窥镜中通过将超声波内窥镜插入患者体内来对超声波断层图像进行成像，从而提高电子径向扫描的帧频。

ŽSOLUTION：超声波内窥镜配备有超声波换能器部分，该超声波换能器部分包括多个超声波换能器T1-T360，每个超声波换能器T1-T360具有第一和第二电极并且发送和接收超声波，多个第一布线EL1-EL180分别连接到第一电极和第一电极。多个超声波换能器和多个第二布线G1，G2分别连接到多个超声波换能器的第二电极，第一电极不相互连接。当通过多个第一布线和多个第二布线选择性地向超声波换能器部分提供驱动信号时，超声波换能器部分通过在各个区域AR1-AR4中以恒定的同时发送相同数量的超声波束来执行扫描。角度空间。Ž

