

(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2013-230233  
(P2013-230233A)

(43) 公開日 平成25年11月14日(2013.11.14)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F1  
A61B 8/12

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-103590 (P2012-103590)  
(22) 出願日 平成24年4月27日 (2012.4.27)

(71) 出願人 304050923  
オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
(74) 代理人 100076233  
弁理士 伊藤 進  
(72) 発明者 三宅 達也  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB08 BB24 FE02 GB05 GB14  
GB41 HH01 HH14

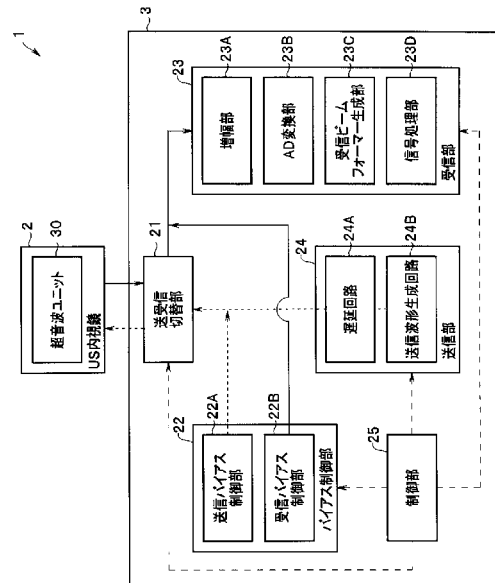
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置および超音波内視鏡の制御方法

(57) 【要約】

【課題】 鮮明な画像が取得できる超音波観測装置 3 を提供する。

【解決手段】 超音波観測装置 3 は、複数の静電容量型の超音波エレメント 60 が列設された超音波ユニット 30 が先端部 17 に列設された超音波内視鏡 2 と接続され、送信信号を発生する送信部 24 と、受信信号を処理する受信部 23 と、DC バイアス電圧を制御するバイアス制御部 22 と、送信時と受信時とで異なる DC バイアス電圧を印加するとともに、超音波エレメント 60 N から送信された超音波の反射波は、超音波エレメント 60 N で受信されず、超音波エレメント 60 N に近接して配置された超音波エレメント 60 (N + 1) で受信されるように、送信部 24 または受信部 23 と接続される超音波エレメント 60 を切り替える送受信切替部 21 と、を具備する。

【選択図】 図 5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の静電容量型の超音波エレメントが列設された超音波ユニットが挿入部の先端部に列設された超音波内視鏡と接続され、

送信信号を発生する送信部と、

受信信号を処理する受信部と、

前記複数の超音波エレメントのそれぞれに印加されるDCバイアス電圧を制御するバイアス制御部と、

前記複数の超音波エレメントのそれぞれに送信時と受信時とで異なるDCバイアス電圧を印加するとともに、前記複数の超音波エレメントのうち少なくとも1つから送信された超音波の反射波は、前記超音波を送信した超音波エレメントに近接して配置された別の超音波エレメントで受信されるように、前記送信部または前記受信部と接続される超音波エレメントを切り替える送受信切替部と、を具備することを特徴とする超音波観測装置。

**【請求項 2】**

前記送受信切替部は、超音波を送信した超音波エレメントに隣接して配置された別の超音波エレメントが受信するように切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記送受信切替部が、前記超音波ユニットの走査方向に、前記送信部または前記受信部と接続される超音波エレメントを順に切り替えることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波観測装置。

**【請求項 4】**

前記送受信切替部が、複数の超音波エレメントを同時に前記送信部または前記受信部の少なくともいずれかと接続することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波観測装置。

**【請求項 5】**

複数の静電容量型の超音波エレメントが列設された超音波ユニットが挿入部の先端部に列設された超音波内視鏡の制御方法であって、

前記複数の超音波エレメントのそれぞれに送信時と受信時とで異なるDCバイアス電圧を印加するとともに、前記複数の超音波エレメントのうち少なくとも1つから送信された超音波の反射波は、前記超音波を送信した超音波エレメントに近接して配置された別の超音波エレメントで受信されるように、送信部または受信部と接続される超音波エレメントを切り替えることを特徴とする超音波観測装置の制御方法。

**【請求項 6】**

前記送受信切替部は、超音波を送信した超音波エレメントに隣接して配置された別の超音波エレメントで受信するように切り替えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、複数の静電容量型の超音波エレメントが列設された電子走査型の超音波ユニットが挿入部の先端部に配設された超音波内視鏡と接続される超音波観測装置および前記超音波内視鏡の制御方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

発生した超音波を体内に照射し、その反射波を受信することで、体内の状態を画像化して診断する超音波診断法が普及している。例えば、超音波内視鏡システムは、超音波内視鏡と超音波観測装置とから構成されている。超音波内視鏡は、体内に導入される挿入部の先端部に超音波を送受信する超音波ユニット（以下、「USユニット」ともいう）が配設されている。USユニットの超音波振動子は電気信号（送信信号）を超音波に変換し、ま

た体内で反射した超音波を受信して電気信号（受信信号）に変換する機能を有する。

【0003】

超音波振動子には、環境負荷が大きいおそれのある鉛を含むセラミック圧電材、例えば P Z T（ジルコン酸チタン酸鉛）等が主に使用されている。これに対して、MEMS（Micro Electro Mechanical Systems）技術を用いて製造される、材料に鉛を含まない静電容量型超音波振動子（Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducer；以下、「c - MUT」という）の開発が進んでいる。

【0004】

c - MUTは、上部電極と下部電極とが空洞部（キャビティ）を介して対向配置した超音波セル（以下、「USセル」ともいう）を基本素子とする。USセルでは、キャビティの上側の上部電極を含むメンブレンが振動部を構成している。そして、上部電極/下部電極が配線部により互いに接続された複数のUSセルが、送受信の基本単位である超音波エレメント（以下、「USエレメント」ともいう）を構成している。

10

【0005】

USセルは、下部電極と上部電極との間に電圧を印加することで、静電力により上部電極を含むメンブレンを振動して超音波を発生する。また外部からメンブレンに超音波が入射すると両電極の間隔が変化するため、静電容量の変化から超音波を電気信号に変換する。

【0006】

米国特許第6795374号明細書には、送受信効率の向上のために、c - MUT型の超音波エレメントに送信時と受信時とで異なるDCバイアス電圧を印加する制御方法が開示されている。

20

【0007】

しかし、上記制御方法では、1つのUSセルで送受信を行っているため、送信後にDCバイアス電圧を、送信用から受信用に、素早く変化させる必要がある。すると、メンブレンが振動して、不要な超音波が発生したり、受信信号にノイズが発生したりする。また近接するUSエレメントの間でクロストークが発生する。このため、送信時と受信時とで異なるDCバイアス電圧を印加する超音波観測装置では、鮮明な画像の取得が容易ではないおそれがあった。

【0008】

一方、特表2005-510264号公報（米国特許第6585653号明細書）には、送信専用のUSセルと受信専用のUSセルとを有するc - MUTが開示されている。

30

【0009】

USセルを送信専用と受信専用とに分割したUSエレメントを有するUSユニットでは、DCバイアス電圧を切り替える必要はない。しかし、送受信する超音波の密度は、通常のUSエレメントの半分になる。また送信専用セルと受信専用セルとの配置によってはクロストークが発生する。このため、やはり鮮明な画像の取得が容易ではないおそれがあった。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0010】

【特許文献1】米国特許第6795374号明細書

【特許文献2】特表2005-510264号公報（米国特許第6585653号明細書）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の実施形態は、鮮明な画像が取得できる超音波観測装置および超音波内視鏡の制御方法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】

50

## 【 0 0 1 2 】

本発明の実施形態の超音波観測装置は、複数の静電容量型の超音波エレメントが列設された超音波ユニットが挿入部の先端部に列設された超音波内視鏡と接続され、送信信号を発生する送信部と、受信信号を処理する受信部と、前記複数の超音波エレメントのそれぞれに印加されるDCバイアス電圧を制御するバイアス制御部と、前記複数の超音波エレメントのそれぞれに送信時と受信時とで異なるDCバイアス電圧を印加するとともに、前記複数の超音波エレメントのうちの少なくとも1つから送信された超音波の反射波は、前記超音波を送信した超音波エレメントで受信されず、前記超音波を送信した超音波エレメントに近接して配置された別の超音波エレメントで受信されるように、前記送信部または前記受信部と接続される超音波エレメントを切り替える送受信切替部と、を具備する。

10

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 3 】

本発明の実施形態によれば、鮮明な画像が取得できる超音波観測装置および超音波内視鏡の制御方法を提供することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 4 】

【図1】実施形態の超音波観測装置を含む内視鏡システムの外観図である。

【図2】実施形態の超音波観測装置と接続される超音波内視鏡の先端部の外観図である。

【図3】実施形態の超音波観測装置と接続されるUSユニットの外観図である。

【図4】実施形態の超音波観測装置と接続されるUSエレメントの外観図である。

20

【図5】実施形態の超音波観測装置を含む内視鏡システムの構成図である。

【図6】実施形態の超音波観測装置の動作を説明するための図である。

【図7】実施形態の超音波観測装置の信号を説明するための図である。

【図8】変形例の超音波観測装置の動作を説明するための図である。

【図9】変形例の超音波観測装置の動作を説明するための図である。

【図10】変形例の超音波観測装置の動作を説明するための図である。

【図11】超音波観測装置と接続される変形例のUSユニットの構造図である。

【図12】超音波観測装置と接続される変形例のUSユニットの構造図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 5 】

30

以下、図面を参照して実施形態の超音波観測装置3について説明する。

## &lt; 超音波内視鏡の構成 &gt;

図1に示すように超音波観測装置3は、超音波内視鏡2およびモニタ4とともに超音波内視鏡システム1を構成する。超音波内視鏡2は、体内に挿入される細長の挿入部11と、挿入部11の基端に配された操作部12と、操作部12の側部から延出したユニバーサルコード13と、を具備する。

## 【 0 0 1 6 】

ユニバーサルコード13の基端部には、光源装置（不図示）に接続されるコネクタ14Aが配設されている。コネクタ14Aからは、カメラコントロールユニット（不図示）にコネク15Aを介して着脱自在に接続されるケーブル15と、超音波観測装置3にコネクタ16Aを介して着脱自在に接続されるケーブル16と、が延出している。超音波観測装置3にはモニタ4が接続される。

40

## 【 0 0 1 7 】

挿入部11は、先端側から順に、先端部17と、先端部17の後端に位置する湾曲部18と、湾曲部18の後端に位置して操作部12に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部19と、を連設して構成されている。そして、先端部17の先端側には、超音波送受部である超音波ユニット（USユニット）30が配設されている。

## 【 0 0 1 8 】

操作部12には、湾曲部18を所望の方向に湾曲制御するアングルノブ12Aと、送気および送水操作を行う送気送水ボタン12Bと、吸引操作を行う吸引ボタン12Cと、体

50

内に導入する処置具の入り口となる処置具挿入口 1 2 D 等と、が配設されている。

【 0 0 1 9 】

そして、図 2 に示すように、超音波を送受信する US ユニット 3 0 が、設けられた先端部 1 7 には、照明光学系を構成する照明用レンズカバー 3 1 と、観察光学系の観察用レンズカバー 3 2 と、吸引口を兼ねる鉗子口 3 3 と、図示しない送気送水ノズルと、が配設されている。

【 0 0 2 0 】

< 超音波ユニットの構成 >

次に、図 3、図 4 および図 5 を用いて、超音波ユニット 3 0 の構成について説明する。

【 0 0 2 1 】

図 3 に示すように、超音波ユニット 3 0 は、複数の平面視略矩形の超音波エレメント 6 0 と、複数の超音波エレメント 6 0 が外周面に接合された保持部材 2 0 と、それぞれの超音波エレメント 6 0 と導線 8 1 A、8 1 B が接続されており信号を伝送するケーブル 8 0 と、を具備する。US ユニット 3 0 では、例えば、直径 2 mm の円筒の外周面に、短辺が 0 . 1 mm 以下の約 2 0 0 個 US エレメント 6 0 が、長辺が隣り合うように列設されている。

【 0 0 2 2 】

後述するように、超音波ユニット 3 0 は、それぞれの超音波エレメント 6 0 は自らが発生した超音波の反射波は受信せず、他の超音波エレメント 6 0 が発生した超音波の反射波を受信するように制御される。

【 0 0 2 3 】

図 4 に示すように、超音波を送受信する基本単位である超音波エレメント 6 0 は、第 1 の主面 6 0 S A と、第 1 の主面 6 0 S A と対向する第 2 の主面 6 0 S B と、を有する。そして、超音波エレメント 6 0 の第 1 の主面 6 0 S A の略中央部には超音波を送受信する送受信部 6 1 が形成されており、第 1 の主面 6 0 S A の両端部には外部電極 6 2 A、6 2 B が配設されている。図 3 に示したように、外部電極 6 2 A、6 2 B は、それぞれケーブル 8 0 の導線 8 1 A、8 1 B と接続される。外部電極 6 2 A、6 2 B はケーブル 8 0 を介して超音波観測装置 3 の送受信切替部 2 1 と接続されている。

【 0 0 2 4 】

送受信部 6 1 には、複数の静電容量型の超音波セル 1 0 がマトリックス状に配置されている。なお、図 4 では一部の超音波セル 1 0 のみを模式的に示している。超音波セル 1 0 は、メンブレンを構成する上部電極が、キャピティ（空隙部）を介して下部電極と対向配置している。外部電極 6 2 A は複数の超音波セル 1 0 の下部電極の共通電極であり、外部電極 6 2 B は複数の超音波セル 1 0 の上部電極の共通電極である。

【 0 0 2 5 】

一方、図 5 に示すように、超音波観測装置 3 は、送受信切替部 2 1 と、バイアス制御部 2 2 と、受信部 2 3 と、送信部 2 4 と、制御部 2 5 とを具備する。後述するように、送受信切替部 2 1 は、超音波ユニット 3 0 の複数の超音波エレメント 6 0 の中から選択された超音波エレメント 6 0 と、送信部 2 4 または受信部 2 3 とを接続する。

【 0 0 2 6 】

バイアス制御部 2 2 は、送信バイアス制御部 2 2 A と受信バイアス制御部 2 2 B とからなり、送信用エレメントと受信用エレメントに、異なる DC バイアス電圧を印加する。なお、送信バイアス制御部 2 2 A と受信バイアス制御部 2 2 B とは、1 つのバイアス制御部が時間差で 2 つの機能を有していてもよい。

【 0 0 2 7 】

受信部 2 3 は、増幅部 2 3 A と、AD 変換部 2 3 B と、受信ビームフォーマー生成部 2 3 C と、信号処理部 2 3 D とからなる。モニタ 4 には、受信部 2 3 で信号処理された超音波画像が表示される。送信部 2 4 は、遅延回路 2 4 A と、送信波形生成部 2 4 B とからなる。制御部 2 5 は、超音波観測装置 3 の制御だけでなく、超音波内視鏡システム 1 の全体制御を行っても良い。

10

20

30

40

50

## 【0028】

図3に示したように、USユニット30は、円周上に列設されている複数の超音波エレメント60を用いて360度の範囲を走査するラジアル電子走査型ユニットである。すなわち、送受信切替部21は、送信部24または受信部23と接続される超音波エレメントを円周方向に順に切り替えていくことで、360度の範囲を走査する。

## 【0029】

なお、USユニット30は、凸形状の湾曲面に列設されている複数の超音波エレメント60を用いて所定角度範囲を走査するコンベックス電子走査型ユニットでもよい。

## 【0030】

超音波観測装置3は、複数の超音波ビームによって所定の距離を焦点とする走査を行う。すなわち、隣接する複数のUSエレメントを、遅延時間を設けて順次駆動することにより、所望の方向に送信される超音波ビーム（音線）が合成される。音線合成には例えば、2個から36個のUSエレメントが用いられる。超音波ビームを、異なる位置に配置された複数のUSエレメントを用いて、同時または略同時に送信することにより、合成された超音波ビームが形成される。さらに、超音波ビームの方向を送信タイミングに応じて変化しながら被検体内をラジアル走査する。

## 【0031】

送信部24の送信波形生成部24Bが発生した送信波形信号は、音線を合成するために遅延回路24Aにより遅延される。そして送信バイアス制御部22Aにより所定の送信用バイアス電圧が印加された送信波形信号が、送受信切替部21により選択された送信用USエレメントに印加される。

## 【0032】

一方、送受信切替部21により選択された受信用USエレメントには、受信バイアス制御部22Bにより所定の受信用バイアス電圧が印加される。受信感度を向上するために、受信用バイアス電圧は送信用バイアス電圧よりも高く設定されている。受信信号は受信部23の増幅部23Aで増幅され、AD変換部23Bでデジタル信号に変換される。受信ビームフォーマー生成部23Cは、複数の超音波エレメント60の受信信号をもとに合成信号を生成し、信号処理部23Dは合成信号を処理して超音波画像を作成する。

## 【0033】

次に、図6(A)～図6(C)を用いて、超音波観測装置3の動作について、詳細に説明する。なお、ここでは、説明を簡単にするため、1個のUSエレメントが送信した超音波の反射波を他の1個のUSエレメントが受信するシングルビームについて説明する。位相の異なるシングルビーム（音線）を連続して送受信することで所定の位置に焦点のある合成音線が形成される。

## 【0034】

図6(A)の状態では、制御部25の制御により、送受信切替部21において第NのUSエレメント60Nが送信部24と接続され、第(N+1)のUSエレメント60(N+1)に受信部23が接続されている。このため、第NのUSエレメント60Nが発生した超音波の反射波は、第NのUSエレメント60Nで受信されず、第(N+1)のUSエレメント60(N+1)で受信される。

## 【0035】

ここで、送受信切替部21等は制御部25からの制御信号により制御される。例えば、図7に示すように、制御部25は、音線トリガ信号（音線TRG）を基準に、送受信切替部21が図6(A)に示す状態Aとなるように状態遷移信号を送信する。そして、状態(A)では、第NのUSエレメント60Nが送信エレメントになり、第(N+1)のUSエレメント60(N+1)が受信エレメントとなる。そして制御部25からの送信トリガ信号（送信TRG）により送信部24は発生した送信信号は第NのUSエレメント60Nに伝達される。

## 【0036】

制御部25からの受信トリガ信号（受信TRG）により受信部23は反射波による信号

(エコー信号)を受信する。第 $N$ のUSエレメント $60N$ が発生した超音波は体内で反射して反射波が、USユニット30に戻ってくる。反射波による振動は第 $N$ のUSエレメント $60N$ にも発生する。しかし、第 $N$ のUSエレメント $60N$ は受信部23と接続されていないので受信信号は受信されない。一方、受信部23と接続されている第 $(N+1)$ のUSエレメント $60(N+1)$ は反射波による振動を受信信号として受信し、1音線のデータが取得される。

【0037】

図6(A)の状態での送受信が完了し、次に、状態遷移信号を受信した送受信切替部21は、図6(B)の状態になる。図6(B)の状態では、送受信切替部21において第 $(N+1)$ のUSエレメント $60(N+1)$ が送信部24と接続され、第 $(N+2)$ のUSエレメント $60(N+2)$ に受信部23が接続されている。このため、第 $(N+1)$ のUSエレメント $60(N+1)$ が発生した超音波の反射波は、第 $(N+1)$ のUSエレメント $60(N+1)$ で受信されず、第 $(N+2)$ のUSエレメント $60(N+2)$ で受信される。

10

【0038】

図6(B)の状態での送受信が完了し、次に、状態遷移信号を受信した送受信切替部21は、図6(C)の状態になる。図6(C)の状態では、送受信切替部21において第 $(N+2)$ のUSエレメント $60(N+2)$ が送信部24と接続され、第 $(N+3)$ のUSエレメント $60(N+3)$ に受信部23が接続されている。このため、第 $(N+2)$ のUSエレメント $60(N+2)$ が発生した超音波の反射波は、第 $(N+2)$ のUSエレメント $60(N+2)$ で受信されず、第 $(N+3)$ のUSエレメント $60(N+3)$ で受信される。

20

【0039】

すなわち、送受信切替部21は、超音波を送信した超音波エレメントに隣接して配置された別の超音波エレメントが受信するように、送信部24または受信部23と接続される超音波エレメントを切り替える。

【0040】

そして、円周上に列設された複数のUSエレメントのそれぞれが、順に、送信用エレメントまたは受信用エレメントに1回なることで、360度の走査が完了し、1枚のラジアル超音波画像が作成される。走査が連続して行われることで超音波像が更新されていく。

30

【0041】

送信用エレメント $60N$ と受信用エレメント $60(N+1)$ とは異なるエレメントであるので、送信直後にDCバイアス電圧を変化させる必要はなく、送信信号が受信信号に悪影響を及ぼすことがない。また、送受信する超音波の密度は、通常のUSエレメントと同じである。このため、超音波観測装置3および超音波内視鏡2の制御方法は鮮明な画像が取得できる。

【0042】

<超音波観測装置3の動作の変形例>

超音波観測装置3の送受信切替部21の動作は、図6(A)~図6(C)を用いて説明した動作に限られるものではなく、以下の変形例の動作でもよい。

40

【0043】

図8(A)~図8(C)に示す変形例では、複数の超音波エレメントが同時に送信部24または受信部23と接続されている。図8(A)に示す状態では、超音波エレメント $60K$ 、 $60(K+3)$ が受信用エレメントであり、超音波エレメント $60(K+1)$ 、 $60(K+2)$ が送信用エレメントである。そして、図8(A)に示す状態での送受信が完了すると、次に図8(B)に示す状態になる。図8(B)に示す状態では、超音波エレメント $60(K+1)$ 、 $60(K+4)$ が受信用エレメントであり、超音波エレメント $60(K+2)$ 、 $60(K+3)$ が送信用エレメントである。次の図8(C)に示す状態では、超音波エレメント $60(K+2)$ 、 $60(K+5)$ が受信用エレメントであり、超音波エレメント $60(K+3)$ 、 $60(K+4)$ が送信用エレメントである。

50

## 【 0 0 4 4 】

上記変形例の超音波観測装置 3 は、送信される超音波が強く、また受信信号も強い。このため、より鮮明な画像が取得できる。

## 【 0 0 4 5 】

また、図 9 ( A ) ~ 図 9 ( C ) に示す変形例では、複数の超音波エレメントが同時に送信部 2 4 と接続されている。図 9 ( A ) に示す状態では、超音波エレメント 6 0 ( K + 1 ) が受信用エレメントであり、超音波エレメント 6 0 ( K )、6 0 ( K + 1 ) が送信用エレメントである。そして、図 9 ( A ) に示す状態での送受信が完了すると、次に図 9 ( B ) に示す状態になる。図 9 ( B ) に示す状態では、超音波エレメント 6 0 ( K + 2 ) が受信用エレメントであり、超音波エレメント 6 0 ( K + 1 )、6 0 ( K + 3 ) が送信用エレメントである。次の図 8 ( C ) に示す状態では、超音波エレメント 6 0 ( K + 3 ) が受信用エレメントであり、超音波エレメント 6 0 ( K + 2 )、6 0 ( K + 4 ) が送信用エレメントである。

10

## 【 0 0 4 6 】

上記変形例の超音波観測装置 3 は、受信信号も強い。このため、より鮮明な画像が取得できる。

## 【 0 0 4 7 】

また、図 1 0 ( A ) ~ 図 1 0 ( C ) に示す変形例の図 1 0 ( A ) に示す状態では、超音波エレメント 6 0 K が受信用エレメントであり、超音波エレメント 6 0 ( K + 1 ) が送信用エレメントである。そして、図 1 0 ( A ) に示す状態での送受信が完了すると、次に図 1 0 ( B ) に示す状態になる。図 1 0 ( B ) に示す状態では、超音波エレメント 6 0 ( K + 2 ) が受信用エレメントであり、超音波エレメント 6 0 ( K + 3 ) が送信用エレメントである。そして、全ての超音波エレメント 6 0 が送信または受信を行った次の走査では、図 1 0 ( C ) に示すように、超音波エレメント 6 0 ( K + 1 ) が受信用エレメントであり、超音波エレメント 6 0 ( K + 2 ) が送信用エレメントである。

20

## 【 0 0 4 8 】

上記変形例の超音波観測装置 3 は、音線密度は低くなるがクロストークの影響を受けにくいいため、より鮮明な画像が取得できる。

## 【 0 0 4 9 】

すなわち、送受信切替部 2 1 が、複数の超音波エレメントのうちの少なくとも 1 つから送信された超音波の反射波は、前記超音波を送信した超音波エレメントで受信されず、超音波を送信した超音波エレメントに近接して配置された別の超音波エレメントで受信されるように、送信部 2 4 または受信部 2 3 と接続される超音波エレメントを切り替えることで、超音波観測装置 3 は鮮明な画像が取得できる。

30

## 【 0 0 5 0 】

< US ユニットの变形例 >

図 1 1 ( A ) に示すように、実施形態の US ユニット 3 0 では、幅 W 長さ L の矩形の US エレメント 6 0 が、長手方向が隣り合うように、所定の間隔 D をおいて列設されている。ここで、間隔 D は、US セル 1 0 のキャピティの直径 R の 2 倍以上であることが、クロストーク低減のためには好ましい。

40

## 【 0 0 5 1 】

また、図 1 1 ( B ) に示す変形例の US ユニット 3 0 B のように、US エレメント 6 0 の間に溝部 3 4 を形成することにより、より効果的にクロストークを低減することができる。すなわち、溝部 3 4 はクロストーク低減手段である。

## 【 0 0 5 2 】

さらに、US エレメントは、外見上は 1 個であっても、別々に駆動可能な第 1 の送受信部 6 1 A と第 2 の送受信部 6 1 B とから構成されていてもよい。この場合には、図 1 1 ( C ) に示す変形例の US ユニット 3 0 C のように、第 1 の送受信部 6 1 A と第 2 の送受信部 6 1 B との間に、駆動されない US セルからなる領域 6 1 C を設けておくことがクロストーク低減のためには好ましい。すなわち、領域 6 1 C はクロストーク低減手段であり、

50

USセル10のキャピティの直径Rの2倍以上の幅があることが好ましい。

【0053】

さらに、図12に示すUSユニット30Dのように、USエレメント60Dは、幅Wと長さLとが同じ正方形であってもよい。正方形のUSエレメント60Dを有するUSユニットは、矩形のUSエレメントを有するUSユニットに比べて、より高い音線密度となり、より鮮明な画像が取得できる。

【0054】

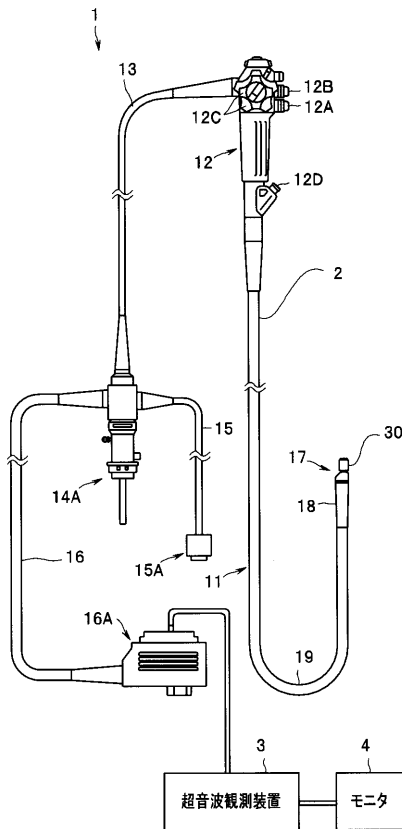
本発明は、上述した実施形態または変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変、組み合わせ等が可能である。

【符号の説明】

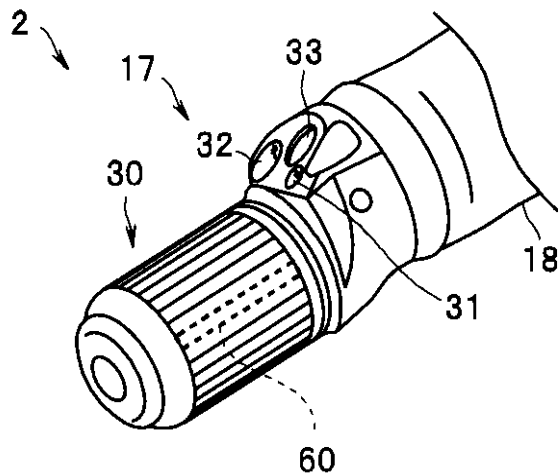
【0055】

1...超音波内視鏡システム、2...超音波内視鏡、3...超音波観測装置、10...超音波セル、11...挿入部、17...先端部、20...保持部材、21...送受信切替部、22...バイアス制御部、22A...送信バイアス制御部、22B...受信バイアス制御部、23...受信部、23A...増幅部、23B...変換部、23C...受信ビームフォーマー生成部、23D...信号処理部、24...送信部、24A...遅延回路、24B...送信波形生成部、25...制御部、30...超音波ユニット、60...超音波エレメント、61...送受信部、80...ケーブル

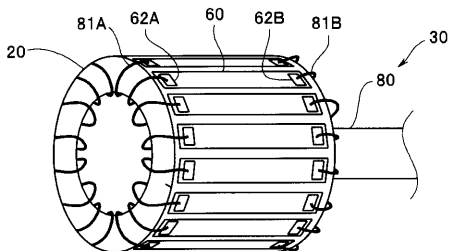
【図1】



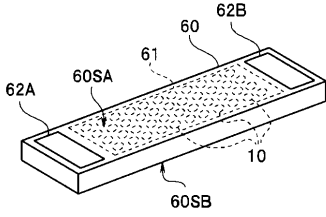
【図2】



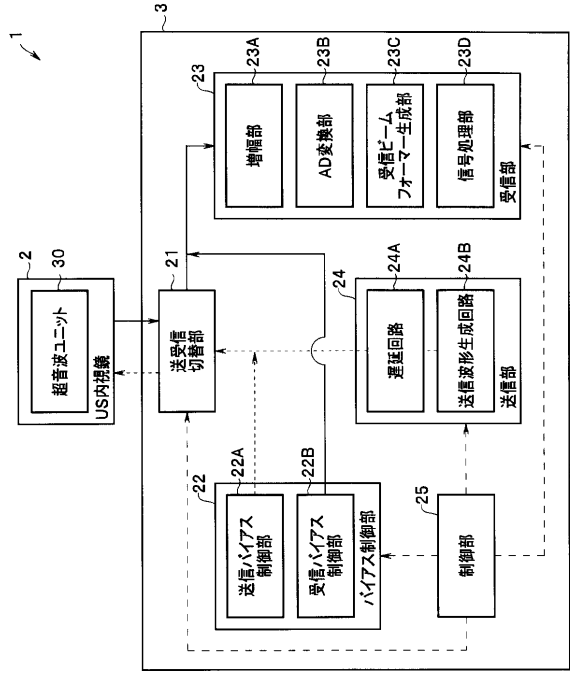
【図3】



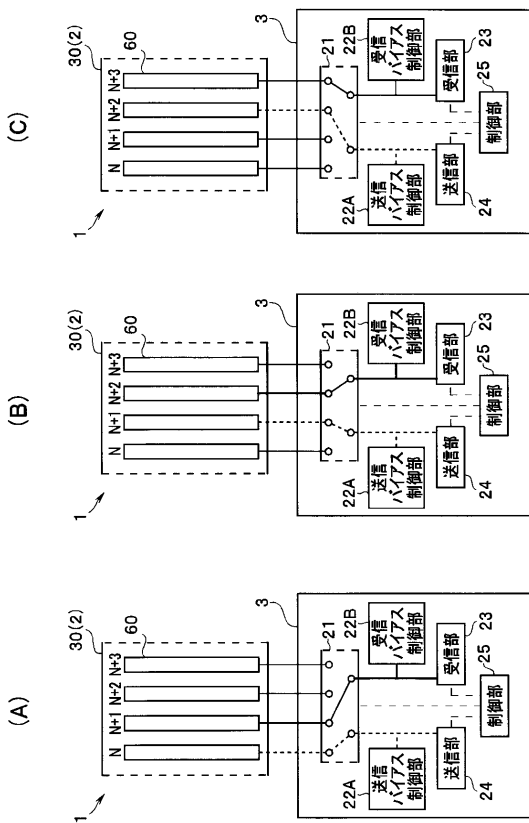
【 図 4 】



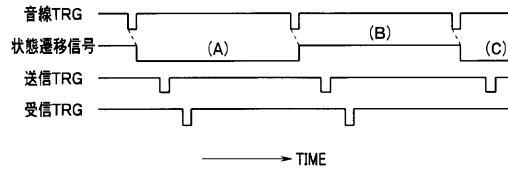
【 図 5 】



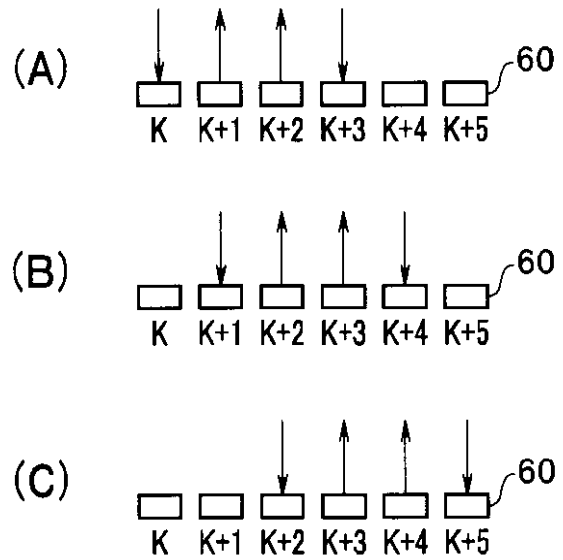
【 図 6 】



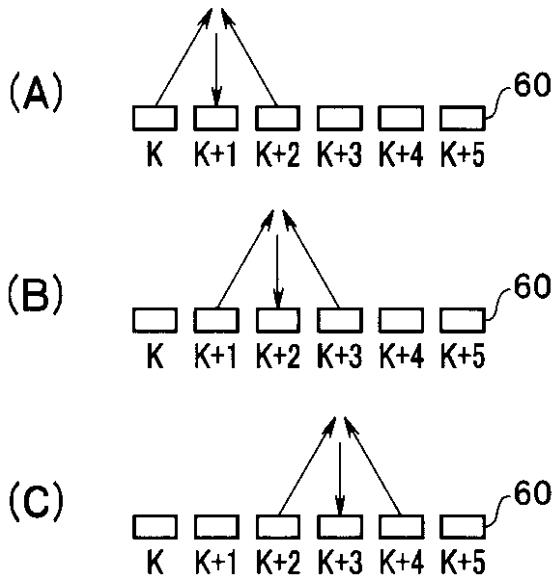
【 図 7 】



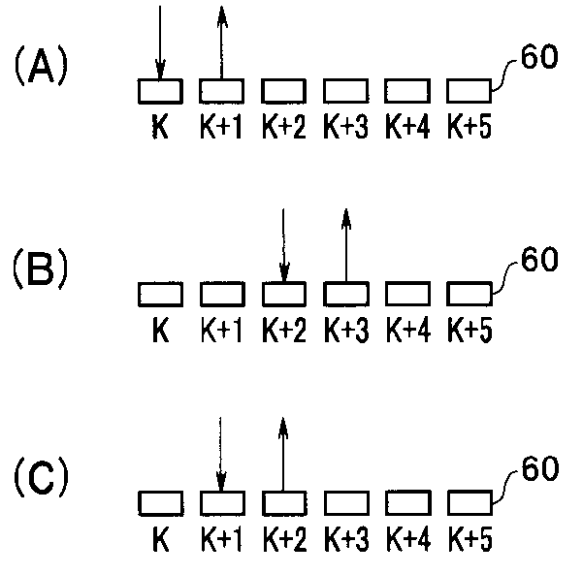
【 図 8 】



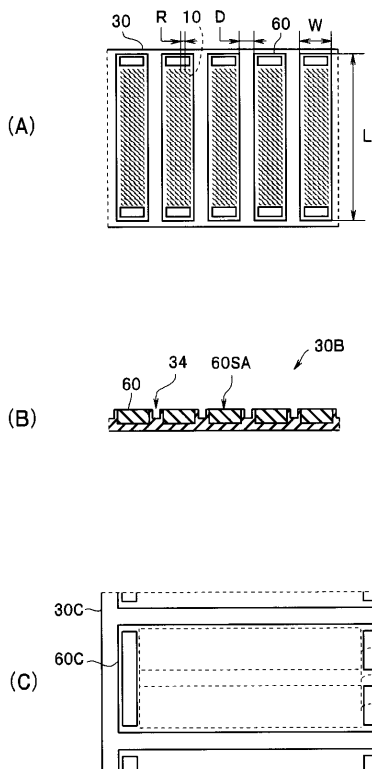
【 図 9 】



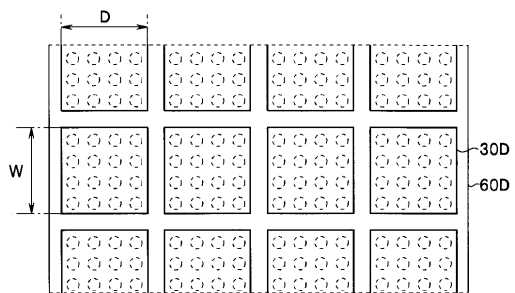
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声波内窥镜的超声波观察装置及控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013230233A</a>	公开(公告)日	2013-11-14
申请号	JP2012103590	申请日	2012-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	三宅達也		
发明人	三宅 達也		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/FE02 4C601/GB05 4C601/GB14 4C601/GB41 4C601/HH01 4C601/HH14		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5893502B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够获得清晰图像的超声波观察装置3。  
 解决方案：超声波观察装置3连接到超声波内窥镜2，其中超声波单元30在远端部分17处成排设置，每个超声波单元30包括设置在一排中的多个电容型超声波元件60。超声波观测装置3包括：发送部分24，用于产生发送信号；接收部分23，用于处理接收信号；偏置控制部分22，用于控制DC偏置电压；发送/接收转换部分21，其将发送和接收中不同的DC偏置电压施加到多个超声波元件60中的每一个，并且改变超声波元件60，使得从超声波发送的超声波的反射波。元件60N不被超声波元件60N接收，而是被布置在超声波元件60N附近的超声波元件60 ( N + 1 ) 接收，超声波元件60连接到发送部分24或接收部分23。

