

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4575372号  
(P4575372)

(45) 発行日 平成22年11月4日(2010.11.4)

(24) 登録日 平成22年8月27日(2010.8.27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)  
H 0 4 R 19/00 (2006.01)A 6 1 B 8/12  
H 0 4 R 19/00 3 3 0

請求項の数 17 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2006-514564 (P2006-514564)  
 (86) (22) 出願日 平成17年6月9日(2005.6.9)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/010592  
 (87) 国際公開番号 W02005/120360  
 (87) 国際公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)  
 審査請求日 平成18年11月14日(2006.11.14)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-172970 (P2004-172970)  
 (32) 優先日 平成16年6月10日(2004.6.10)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-180191 (P2004-180191)  
 (32) 優先日 平成16年6月17日(2004.6.17)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 若林 勝裕  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 安達 日出夫  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 沢田 之彦  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 静電容量型超音波プローブ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入可能な挿入部の先端側に設けられる略円筒形状の外側面に沿って、電極が共通となる複数個の静電容量型超音波振動子セルを配置して形成した駆動単位の超音波振動子エレメントを、前記略円筒形状の中心軸と平行な方向に複数個配列したものを分割単位とした超音波振動子ユニットを形成し、該超音波振動子ユニットを前記略円筒形状の外周に沿って複数個配列した構造を有し、

前記複数個の超音波振動子ユニットは、略円筒状に形成されたフレキシブル回路基板に接合されており、

前記円筒状に形成されたフレキシブル回路基板の内側には、前記超音波振動子エレメントを個別に制御する制御回路手段を配置し、

前記制御回路手段は、複数に分割された制御回路ユニットにより構成され、かつ前記超音波振動子ユニットと対向する内周面側に各制御回路ユニットを配置したことを特徴とする静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 2】

前記制御回路ユニットは、複数の制御回路エレメントに分割され、各制御回路エレメントは、各対向した位置の前記超音波振動子エレメントに駆動信号を印加する駆動手段と、受信信号に対する受信処理を行う受信手段とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 3】

10

20

前記フレキシブル回路基板の内側に、前記超音波振動子ユニットと前記制御回路ユニットとのセットを切り替えるスイッチ回路を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 4】

体腔内に挿入可能な挿入部の先端側に設けられる略円筒形状の外側面に沿って、電極が共通となる複数個の静電容量型超音波振動子セルを配置して形成した駆動単位の超音波振動子エレメントを、前記略円筒形状の中心軸と平行な方向に複数個配列したものを分割単位とした超音波振動子ユニットを形成し、該超音波振動子ユニットを前記略円筒形状の外周に沿って複数個配列した構造を有し、

前記超音波振動子ユニット内の複数個の超音波振動子エレメントに対して、位相差をもって駆動信号を印加し、超音波ビームの走査を行う走査手段を有し、

前記位相差の制御が、外部の制御手段によって行われ、信号ケーブルと、前記スイッチ回路を経て行われることを特徴とする請求項 3 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 5】

外部からの駆動信号の印加により、前記超音波振動子ユニット内の複数個の超音波振動子エレメントによる超音波ビーム走査をセクタ走査可能にしたことを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 6】

外部からの駆動信号の印加により、前記超音波振動子ユニットの順次切り替え走査によりラジアル走査可能であることを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 7】

前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、R F 信号に D C バイアス信号が重畳された駆動信号を生成することを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 8】

前記 R F 信号に重畳させる D C バイアス信号は、D C パルス信号であることを特徴とする請求項 7 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 9】

前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、低電圧パルスの入力で、高電圧 R F パルス信号を出力することを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 10】

前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、低電圧パルスの入力で、D C バイアス電圧が重畳された高電圧 R F パルス信号を出力することを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 11】

前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、低電圧パルスの入力で、正の D C バイアス電圧が重畳された高電圧 R F パルス信号と負の D C バイアス電圧が重畳された高電圧 R F パルス信号が連結したダブルパルスを出力することを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 12】

前記円筒状の内側に配置した駆動制御ユニット間の隙間に熱伝導性樹脂を充填した構造を有することを特徴とする請求項 1 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 13】

前記挿入部の先端側は、複数本の同軸ケーブルと、これらを収容するように配置する超音波透過率の優れた円筒状シースと、前記円筒外側面に配列した複数の超音波振動子と前記円筒状シースとの間に充填させる音響結合液とから構成されることを特徴とする請求項

10

20

30

40

50

1 または 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 1 4】

前記超音波透過率の優れた円筒状シースが、前記音響結合液の圧力によって、バルーン変形可能であることを特徴とする請求項 1 3 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 1 5】

駆動制御によって得られる、連結した受信超音波信号に関し、先行して発生する超音波応答信号を一時的に保存し、後続する超音波応答信号が発生する時点で、両者の信号を重ね合わせる手段を有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 1 6】

静電容量型超音波プローブ装置の製造方法は、以下の工程 S 1 ~ S 7 を含む。

フレキシブルプリント基板の片側に、静電容量型超音波振動子セルが、多数配列形成されたシリコン基板を、他の面側に、駆動制御回路が多数配列形成されたシリコン基板を接合する工程 ( S 1 ) 、

次いで駆動制御回路が多数配列形成されたシリコン基板を、ユニット単位でフレキシブルプリント基板表面にダイシングの刃先が、到達する深さでダイシングする工程 ( S 2 )

、  
更に静電容量型超音波振動子セルが、多数配列形成されてシリコン基板をユニット単位でフレキシブルプリント基板表面にダイシングの刃先が、到達する深さでダイシングする工程 ( S 3 ) 、

次いで、FPC 露出部にマスクをして、金属膜コーティングし、両ユニットの側面を導電コート処理する工程 ( S 4 ) 、

これを所定の内径の管内に配置し、管壁に沿わせて円筒状のフレキシブルプリント基板と、駆動制御回路ユニットと、静電容量型超音波振動子ユニットとからなる管状構造体を形成する工程 ( S 5 ) 、

更に、他の駆動制御集積回路基板を内径部の中心部に配置させ、前記した他の駆動制御回路ユニット間の配線、及び同軸ケーブルを接続した上で、絶縁、熱伝導性に優れた複合樹脂を充填する工程 ( S 6 ) 、

かかる後、前記管状構造体をシースに内装し、前記管状構造体とシースの間の空間に音響結合剤を満たして、最後に封止する工程 ( S 7 ) 。

【請求項 1 7】

前記熱伝導性に優れた複合樹脂が、エポキシ樹脂、シリコン樹脂、ウレタン樹脂、アクリル樹脂のいずれかに炭化珪素 ( SiC ) 、窒化アルミニウム ( AlN ) のいずれかの微粉末を分散した複合樹脂であることを特徴とする請求項 1 6 に記載の静電容量型超音波プローブ装置の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入して超音波診断に使用される静電容量型超音波プローブ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波プローブ装置は、音響的な診断に広く利用されるようになった。また、この超音波プローブ装置には、通常、圧電現象を利用した圧電素子が用いられるが、最近、静電容量型の超音波振動子を用いた静電容量型の超音波プローブ装置が提案されている。

【0003】

一方、近年、高調波信号を用いたハーモニックイメージング診断は、従来の B モード診断では得られない鮮明な診断像が得られることから、標準的な診断モダリティとなりつつある。

【0004】

ハーモニックイメージング診断法は、(1)超音波が生体中を伝播する時に、生体組織の非線形性の影響を受け基本波超音波に重畳する高調波を種々の方法で分離し、この信号を用いて画像化するティッシュハーモニックイメージング法と、(2)体内に造影剤バブルを注入し、送信超音波の照射によってバブルが破裂する時に発生する高調波を受信し、基本波超音波に重畳した高調波を種々の方法で分離し、この信号を用いて画像化するコントラストハーモニックイメージング法に分類される。

【0005】

これらはいずれも、従来のBモード断層像では得られないほどS/Nが良く、分解能の良好な診断画像が得られることが分かり、医療診断の診断精度の向上に寄与している。

【0006】

従来の体外用のハーモニックイメージング診断装置に用いられている超音波振動子は、基本波送信も高調波受信も、例えば同一の送受信兼用の超音波振動子が用いられてきた。なお、生体組織から反射される超音波パルスのエコーを送信用とは別体に設けた超音波振動子で受信する構成も可能である。

【0007】

高調波信号の信号レベルが基本波に比べはるかに小さいので、ハーモニック画像の劣化に関わる基本波成分を効率よく除去する必要がある。そのために、周知の高調波成分抽出技術(特に第2高調波成分の抽出技術)が利用されている。

【0008】

上述したように、超音波振動子としては、従来の圧電タイプの超音波振動子のほかに、シリコン半導体基板をシリコンマイクロマシン技術を用いて加工した、静電容量型の超音波振動子が提案されている。

【0009】

静電容量型超音波振動子に関しては、従来例として、特表2004-503312号公報及び特表2004-503313号公報がある。これらの公報には、体外用を目的とした静電容量型の超音波プローブ装置が開示されている。

【0010】

上記公報の従来例は、体外用の目的とした静電容量型の超音波プローブ装置であり、そのため体内用には適用できない欠点があった。また、従来例では感度が低くなる欠点があった。また、体内用の超音波プローブ装置としては、セクタ走査或いはラジアル走査ができるものが望まれている。

静電容量型超音波振動子では、超音波を発生させるため高周波(以下、RF)パルス信号だけでなく直流(以下、DC)バイアス電圧が送信時、受信時ともに必要とされている。つまり、RFパルス信号にDCバイアス電圧を重ねさせた重畳パルス信号を生成して静電容量型超音波振動子に印加し、それによって超音波を送受信することになる。

【0011】

そのため、従来の静電容量型の超音波プローブ装置では、DCバイアス電圧の印加を必要とし、駆動電圧の実効値が高くなる問題があった。

【0012】

なお、静電容量型超音波振動子については、米国特許6,558,330号公報に示すように超音波振動子(c-MUT)を積層することによって構成したものもある。

【0013】

ところで、従来提案されているラジアル走査型超音波プローブは、圧電型を含めて振動子エレメントは、その長手方向が、挿入軸に平行に、且つ挿入軸の周りに、配列された構造を有するが、このような構造にするには加工・組み立てが難しい。

【0014】

従来提案されているメカラジアル走査型超音波プローブは、その横方向即ち回転方向分解能が、シースと音響結合体とからなるレンズ効果に強く依存され、音響焦点を深部に設定するのが難しい。

【0015】

10

20

30

40

50

一方、静電容量型超音波振動子には、次のような問題がある。第１に、ＤＣバイアス電圧及びＲＦパルス信号としてはそれぞれ、比較的高電圧（例えば１００Ｖ）を常時かけることになるので、駆動電圧の実効値が大きくなること、第２に、体腔内に挿入するタイプを考える場合、体外用とは異なり、外形寸法に制約があり、小型化することが必要となること、第３に、圧電型の超音波振動子に比較し、送信感度が低い為、超音波の深達度が低くなり、診断領域が狭まったり、高調波が発生しにくくなり、静電容量型超音波振動子の特徴である広帯域性を利用出来ないことである。

【００１６】

ハーモニックイメージング技術を使うには、広帯域特性を持った超音波振動子が必要となるが、静電容量型超音波振動子は広帯域特性を持つため、ハーモニックイメージング診断に適している。

10

【００１７】

上記の事情に鑑み、本発明の第１の目的は、上述した点に鑑みてなされたもので、体内用でセクタ走査或いはラジアル走査等に使用できると共に、感度も高くできる体腔内挿入用静電容量型超音波プローブ装置を提供する。

本発明の第２の目的は、駆動電圧の実効値を低減でき、安全に体内用に使用できる体腔内挿入用静電容量型超音波プローブ装置を提供する。

【００１８】

本発明の第３の目的は、挿入軸の周方向に超音波ビームをラジアル走査でき、生体との音響整合が効率的に実現でき、加工・組み立てが容易であり、静電容量型超音波振動子を用いて、音響焦点を遠方へ配置することが可能となり高感度で高い深達度を持つことができ、従来の基本波Ｂモード診断だけでなくハーモニックイメージング診断に利用可能な静電容量型超音波プローブ装置を提供する。

20

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【００１９】

本発明の静電容量型超音波プローブ装置は、体腔内に挿入可能な挿入部の先端側に設けられる略円筒形状の外側面に沿って、電極が共通となる複数個の静電容量型超音波振動子セルを配置して形成した駆動単位の超音波振動子エレメントを、前記略円筒形状の中心軸と平行な方向に複数個配列したものを分割単位とした超音波振動子ユニットを形成し、該超音波振動子ユニットを前記略円筒形状の外周に沿って複数個配列した構造を有し、前記複数個の超音波振動子ユニットは、略円筒状に形成されたフレキシブル回路基板に接合されており、前記円筒状に形成されたフレキシブル回路基板の内側には、前記超音波振動子エレメントを個別に制御する制御回路手段を配置し、前記制御回路手段は、複数に分割された制御回路ユニットにより構成され、かつ前記超音波振動子ユニットと対向する内周面側に各制御回路ユニットを配置したことを特徴とする。

30

【００２０】

本発明において、前記制御回路ユニットは、複数の制御回路エレメントに分割され、各制御回路エレメントは、各対向した位置の前記超音波振動子エレメントに駆動信号を印加する駆動手段と、受信信号に対する受信処理を行う受信手段とを有することを特徴とする。

40

○  
本発明において、前記フレキシブル回路基板の内側に、前記超音波振動子ユニットと前記制御回路ユニットとのセットを切り替えるスイッチ回路を設けたことを特徴とする。

【００２１】

本発明の静電容量型超音波プローブ装置は、体腔内に挿入可能な挿入部の先端側に設けられる略円筒形状の外側面に沿って、電極が共通となる複数個の静電容量型超音波振動子セルを配置して形成した駆動単位の超音波振動子エレメントを、前記略円筒形状の中心軸と平行な方向に複数個配列したものを分割単位とした超音波振動子ユニットを形成し、該超音波振動子ユニットを前記略円筒形状の外周に沿って複数個配列した構造を有し、前記超音波振動子ユニット内の複数個の超音波振動子エレメントに対して、位相差をもって駆

50

動信号を印加し、超音波ビームの走査を行う走査手段を有し、前記位相差の制御が、外部の制御手段によって行われ、信号ケーブルと、前記スイッチ回路を経て行われることを特徴とする。

【0022】

本発明において、外部からの駆動信号の印加により、前記超音波振動子ユニット内の複数の超音波振動子エレメントによる超音波ビーム走査をセクタ走査可能にしたことを特徴とする。

本発明において、外部からの駆動信号の印加により、前記超音波振動子ユニットの順次切り替え走査によりラジアル走査可能であることを特徴とする。

【0023】

本発明において、前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、RF信号にDCバイアス信号が重畳された駆動信号を生成することを特徴とする。

【0024】

本発明において、前記RF信号に重畳させるDCバイアス信号は、DCパルス信号であることを特徴とする。

【0025】

本発明において、前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、低電圧パルスの入力で、高電圧RFパルス信号を出力することを特徴とする。

【0026】

本発明において、前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、低電圧パルスの入力で、DCバイアス電圧が重畳された高電圧RFパルス信号を出力することを特徴とする。

【0027】

本発明において、前記超音波振動子エレメントに印加する駆動信号を生成する駆動信号生成手段を有し、該駆動信号生成手段は、低電圧パルスの入力で、正のDCバイアス電圧が重畳された高電圧RFパルス信号と負のDCバイアス電圧が重畳された高電圧RFパルス信号が連結したダブルパルスを出力することを特徴とする。

【0028】

本発明において、前記円筒状の内側に配置した駆動制御ユニット間の隙間に熱伝導性樹脂を充填した構造を有することを特徴とする。

【0029】

本発明において、前記挿入部の先端側は、複数本の同軸ケーブルと、これらを収容するように配置する超音波透過率の優れた円筒状シースと、前記円筒外側に配列した複数の超音波振動子と前記円筒状シースとの間に充填させる音響結合液とから構成されることを特徴とする。

【0030】

本発明において、前記超音波透過率の優れた円筒状シースが、前記音響結合液の圧力によって、バルーン変形可能であることを特徴とする。

【0031】

本発明において、駆動制御によって得られる、連結した受信超音波信号に関し、先行して発生する超音波応答信号を一時的に保存し、後続する超音波応答信号が発生する時点で、両者の信号を重ね合わせる手段を有することを特徴とする。

【0032】

本発明の静電容量型超音波プローブ装置の製造方法は、以下の工程S1～S7を含む。  
フレキシブルプリント基板の片側に、静電容量型超音波振動子セルが、多数配列形成されたシリコン基板を、他の面側に、駆動制御回路が多数配列形成されたシリコン基板を接合する工程(S1)、

次いで駆動制御回路が多数配列形成されたシリコン基板を、ユニット単位でフレキシブ

10

20

30

40

50

ルプリント基板表面にダイシングの刃先が、到達する深さでダイシングする工程（Ｓ２）

、更に静電容量型超音波振動子セルが、多数配列形成されてシリコン基板をユニット単位でフレキシブルプリント基板表面にダイシングの刃先が、到達する深さでダイシングする工程（Ｓ３）、

次いで、ＦＰＣ露出部にマスクをして、金属膜コーティングし、両ユニットの側面を導電コート処理する工程（Ｓ４）、

これを所定の内径の管内に配置し、管壁に沿わせて円筒状のフレキシブルプリント基板と、駆動制御回路ユニットと、静電容量型超音波振動子ユニットとからなる管状構造体を形成する工程（Ｓ５）、

更に、他の駆動制御集積回路基板を内径部の中心部に配置させ、前記した他の駆動制御回路ユニット間の配線、及び同軸ケーブルを接続した上で、絶縁、熱伝導性に優れた複合樹脂を充填する工程（Ｓ６）、

かかる後、前記管状構造体をシースに内装し、前記管状構造体とシースの間の空間に音響結合剤を満たして、最後に封止する工程（Ｓ７）。

【００３３】

本発明において、前記熱伝導性に優れた複合樹脂が、エポキシ樹脂、シリコーン樹脂、ウレタン樹脂、アクリル樹脂のいずれかに炭化珪素（ＳｉＣ）、窒化アルミニウム（ＡＩＮ）のいずれかの微粉末を分散した複合樹脂であることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【００３４】

【図１】本発明の第１の実施例の静電容量型超音波プローブ装置を備えた内視鏡・超音波システムの全体構成図。

【図２】本発明の第１の実施例の静電容量型超音波プローブ装置の先端側の構成を一部を切り欠いて示す斜視図。

【図３】超音波診断装置の電気系の全体構成を示すブロック図。

【図４】図２の円筒形状の超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの断面構造を示す図。

【図５】図４における矢視方向Ａから見た静電容量型超音波振動子ユニットの構造を示す図。

【図６】図５のＢ－Ｂ線断面により静電容量型超音波振動子エレメントの構造を示す断面図。

【図７】図４における矢視方向Ｃから見た振動子制御回路ユニットの構造を示す図。

【図８】図７のＤ－Ｄ線断面により振動子制御回路エレメントの構造を示す断面図。

【図９Ａ】超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示す図。

【図９Ｂ】超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示す図。

【図９Ｃ】超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示す図。

【図９Ｄ】超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示す図。

【図９Ｅ】超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示す図。

【図９Ｆ】超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示す図。

【図９Ｇ】超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示す図。

【図１０Ａ】超音波駆動の説明図。

【図１０Ｂ】超音波駆動の説明図。

【図１０Ｃ】超音波駆動の説明図。

【図１０Ｄ】超音波駆動の説明図。

【図１０Ｅ】超音波駆動の説明図。

【図１１】超音波駆動信号の波形を示す図。

【図１２】本発明の第２の実施例の静電容量型超音波プローブ装置を備えた超音波診断装置の電気系の構成を示すブロック図。

【図１３】パルスインバージョンによるティッシュハーモニックイメージングでの動作例

10

20

30

40

50

におけるDCバイアス波形制御信号及び超音波振動子エレメントの駆動信号を示す図。

【図14A】パルスインバージョンの原理説明図。

【図14B】パルスインバージョンの原理説明図。

【図15】本発明の第3の実施例の静電容量型超音波プローブ装置を示す図。

【図16】図15の超音波プローブ先端部を拡大して示す図。

【図17】図16における超音波ビーム伝播方向変換ロッドの上面図。

【図18】図17のA-A'線縦断面図。

【図19】図18のB-B'線から見た図。

【図20】図18から制御回路及びこれ接続する同軸ケーブル束の線束を取り去った状態を示す縦断面図。

10

【図21】超音波ビーム伝播方向変換ロッドの底面に配した超音波振動子の平面図。

【図22】図21における超音波振動子エレメントの詳細な構成例を示す図。

【図23】図22のC-C'線断面に相当する縦断面図。

【図24】キャピティとロッドとの間に設けた音響整合手段の一例を示す図。

【図25A】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法のロッド側の製造工程を説明する断面図。

【図25B】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法のロッド側の製造工程を説明する断面図。

【図25C】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法のロッド側の製造工程を説明する断面図。

20

【図25D】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法の振動子側の製造工程を説明する断面図。

【図25E】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法の振動子側の製造工程を説明する断面図。

【図25F】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法の振動子側の製造工程を説明する断面図。

【図25G】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法の振動子側の製造工程を説明する断面図。

【図25H】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法の振動子側の製造工程を説明する断面図。

30

【図25I】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法の振動子側の製造工程を説明する断面図。

【図25J】超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法の振動子側の製造工程を説明する断面図。

【図26】本発明の本発明の第3の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面形状の他の例を示す図。

【図27】本発明の本発明の第3の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面形状のもう1つの他の例を示す図。

【図28】本発明の第3の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面構造の変形例を示す断面図。

40

【図29】図28における光ファイバーの拡大断面図。

【図30】本発明の第3の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面構造の他の変形例を示す断面図。

【図31】本発明の第3の実施例に係る、送受信兼用型の静電容量型超音波プローブ装置のブロック図。

【図32】RFパルス信号とDCパルス信号とを重畳した超音波振動子駆動パルス信号の波形図。

【図33】超音波振動子駆動パルス信号の他の波形例を示す図。

【図34】送受信兼用タイプの静電容量型超音波振動子アレイを用いて構成される、静電容量型超音波プローブ装置のブロック図。

50



【図 3 5】図 3 4 のアレイ型の超音波振動子の動作を説明する、制御パルス信号及び超音波振動子エレメント駆動パルス信号の波形例を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 5 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 0 0 3 6 】

< 第 1 の実施例 >

図 1 ないし図 1 1 は本発明の第 1 の実施例に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施例を備えた内視鏡・超音波システムの全体構成を示し、図 2 は本実施例の静電容量型超音波プローブ装置の先端側の構成を示し、図 3 は超音波診断装置の電気系の全体構成を示し、図 4 は図 2 の円筒形状の超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの断面構造を示し、図 5 は図 4 における矢視方向 A から見た静電容量型超音波振動子ユニットの構造を示し、図 6 は図 5 の B - B 線断面により静電容量型超音波振動子エレメントの断面構造を示す。

10

【 0 0 3 7 】

図 7 は図 4 における矢視方向 C から見た振動子制御回路ユニットの構造を示し、図 8 は図 7 の D - D 線断面により振動子制御回路エレメントの断面構造を示し、図 9 A ~ 図 9 G は超音波振動子及び振動子制御回路ブロックの製造工程の手順を示し、図 1 0 A ~ 図 1 0 E は超音波駆動の説明図を示し、図 1 1 は超音波駆動信号の波形を示す。

【 0 0 3 8 】

図 1 に示す内視鏡・超音波システム 1 は、内視鏡検査を行う内視鏡装置 2 と、本実施例の体腔内挿入用静電容量型超音波プローブ装置（以下、静電容量型超音波プローブ装置と略記）3 を備え、超音波診断を行う超音波診断装置 4 と、により構成されている。

20

【 0 0 3 9 】

内視鏡装置 2 は、体腔内に挿入され、光学的に観察する内視鏡 5 と、この内視鏡 5 に挿通された図示しないライトガイドに照明光を供給する光源装置 6 と、この内視鏡 5 に内蔵された撮像素子に対する信号処理を行うビデオプロセッサ（或いはカメラコントロールユニット）7 と、このビデオプロセッサ 7 から出力される映像信号が入力されることにより、撮像素子で撮像した内視鏡画像を表示する内視鏡用モニタ 8 とにより構成される。

【 0 0 4 0 】

この内視鏡 5 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 1 1 を備え、この挿入部 1 1 の後端には操作部 1 2 が設けてある。

30

【 0 0 4 1 】

挿入部 1 1 の先端部 1 3 には照明光を出射する照明窓 1 4 と照明された体腔内の患部等の被検体の光学像を結像する対物レンズが取り付けられた観察窓 1 5 とが設けてある。

【 0 0 4 2 】

先端部 1 3 には、チャンネル出口 1 6 が設けてあり、このチャンネル出口 1 6 は、挿入部 1 1 の基端付近の処置具挿入口 1 7 と内部の図示しないチャンネルによって連通している。

【 0 0 4 3 】

そして、この処置具挿入口 1 7 から本実施例の静電容量型超音波プローブ装置 3 を挿入することにより、チャンネルを通してチャンネル出口 1 6 から静電容量型超音波プローブ装置 3 の先端側を突出させて、患部等の被検体に接触させた状態を使用することにより超音波診断画像を得ることができるようにしている。

40

【 0 0 4 4 】

なお、挿入部 1 1 の先端部 1 3 に隣接して湾曲部 1 8 が設けてあり、操作部 1 2 の湾曲操作ノブ 1 9 を操作することにより、湾曲部 1 8 を所望の方向に湾曲することができる。

一方、超音波診断装置 4 は、本実施例の静電容量型超音波プローブ装置 3 と、この静電容量型超音波プローブ装置 3 の末端に着脱自在に接続される中継ケーブル部 2 1 と、この中継ケーブル部 2 1 の末端に設けたコネクタ 2 2 が着脱自在に接続される超音波観測装置 2 3 と、この超音波観測装置 2 3 から出力される映像信号が入力されることにより、静電

50

容量型超音波プローブ装置 3 により得た超音波エコー信号から生成した超音波断層像を表示する超音波用モニタ 2 4 とより構成される。

【 0 0 4 5 】

本実施例の静電容量型超音波プローブ装置 3 は、細長で可撓性を有するシース 2 5 により覆われて挿入部 2 6 が形成され、この挿入部 2 6 は内視鏡 5 のチャンネル内に挿通できるようにしている。

【 0 0 4 6 】

この挿入部 2 6 の先端には、図 2 に示すような超音波プローブヘッド部 2 7 が設けられている。また、この挿入部 2 6 の末端には、ジョイント部 2 8 が設けてあり、中継ケーブル部 2 1 のジョイント部 2 1 a に着脱自在に接続できるようにしている。

10

【 0 0 4 7 】

図 2 に示すように円筒形状のシース 2 5 の先端には先端側を閉塞して側面部分は少なくとも超音波の透過率が高い特性を有すると共に、バルーンのように膨張及び収縮等の変形性に富む円筒状のシース先端部材 3 1 を設けて超音波プローブヘッド部 2 7 のハウジングを形成している。

【 0 0 4 8 】

このシース先端部材 3 1 内には、円柱形状或いは円筒形状の超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 が収納されている。

【 0 0 4 9 】

この超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 における円筒状の外周面に、アレイタイプの静電容量型超音波振動子 3 3 を設け、かつ内周面側には振動子制御回路ユニット 3 4 を設けている。

20

【 0 0 5 0 】

また、このシース先端部材 3 1 内におけるこの超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 の周囲は、超音波を伝達する音響伝達媒体 3 5 が充満されている。

【 0 0 5 1 】

また、この超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 における後端側には複数の同軸線等の信号線からなるケーブル 3 6 の一端が接続されており、このケーブル 3 6 はシース 2 5 内を挿通され、さらに中継ケーブル部 2 1 内の図示しないケーブルを介して超音波観測装置 2 3 に接続される。

30

【 0 0 5 2 】

このアレイタイプの静電容量型超音波振動子 3 3 は、駆動単位となる静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 が円筒面の軸方向に m 個、円筒面の周方向に k 個配列して 2 次元アレイタイプの静電容量型超音波振動子が形成されている。

本実施例においては、後述するように静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 を円筒面の軸方向に m 個配列した静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 を形成することにより、円筒面に静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 を 2 次元配列し易い構造にしている。

【 0 0 5 3 】

つまり、平板状に 2 次元配列されたアレイタイプの静電容量型超音波振動子のままでは、円筒面状に簡単に配置することはできないが、円筒面の軸方向のユニットに分割することにより簡単に円筒面状に配置することができるようにしている。この場合、フレキシブル基板上に実装した状態において、フレキシブルプリント回路基板には接続された状態で、各ユニットを分割することにより、フレキシブルプリント回路基板と共に円筒状にすることができるようになっている。

40

【 0 0 5 4 】

この静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 を用いて表現すると、円筒面状に 2 次元配列されるアレイタイプの静電容量型超音波振動子 3 3 は、静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 を円筒面の周方向に k 個配列して形成されていることになる。

【 0 0 5 5 】

そして、円筒面の周方向に k 個配列された静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 を順次

50

駆動信号で駆動することにより、駆動された静電容量型超音波振動子ユニット 38 の面に垂直な方向に超音波ビームを送出して、図 2 の矢印で示すようにラジアル走査を行うことができるようにしている。また、ラジアル走査を行う場合とは異なるビームフォーマを行うことによりセクタ走査も行うことができる。

【0056】

超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 32 の立体的な構造を説明する前に、図 3 を参照して、この超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 32 の構成を含む超音波診断装置 4 の電気系の全体構成を説明する。

【0057】

図 3 に示すようにこの超音波診断装置 4 は、主に超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 32 と、ケーブル 36 により接続される超音波観測装置 23 とにより構成されている。超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 32 は、上述した各静電容量型超音波振動子ユニット 38 がそれぞれ振動子エレメント選択ユニット 41 に接続されている。つまり、各静電容量型超音波振動子ユニット 38 を構成する各静電容量型超音波振動子エレメント 37 は、振動子エレメント選択ユニット 41 を構成する振動子エレメント選択スイッチ 42 にそれぞれ直列に接続されている。

10

【0058】

また、各振動子エレメント選択ユニット 41 は、超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 32 を構成する周回選択回路 43 と接続され、周回選択回路 43 からのオン/オフ選択信号 43a により各振動子エレメント選択ユニット 41 に属する全ての振動子エレメント選択スイッチ 42 全体を同時にオン/オフできるようにしている。このようにしてラジアル走査ができるようにしている。

20

【0059】

なお、図 3 の長円により拡大して示すように、各静電容量型超音波振動子エレメント 37 は、電極が共通化された複数の静電容量型超音波振動子セル 44 により構成されている。図 3 の場合には、各静電容量型超音波振動子エレメント 37 は、4 個の静電容量型超音波振動子セル 44 により構成されている。

【0060】

このように各静電容量型超音波振動子エレメント 37 を複数の静電容量型超音波振動子セル 44 により構成することにより、単一の静電容量型超音波振動子セルにより形成した場合における変位量が制限されることを防止している。

30

【0061】

つまり、各静電容量型超音波振動子エレメント 37 を小さく区分けした構造にすることにより、分解能を高くできる高周波で効率良く使用できるようにしている。また、各静電容量型超音波振動子ユニット 38 ごとに m 個の静電容量型超音波振動子エレメント 37 を位相差を持たせて駆動することにより、生体側に送信される超音波ビームを集束したり、挿入軸方向にセクタ走査を行うことが可能となる。

【0062】

なお、各静電容量型超音波振動子エレメント 37 は、超音波出射面側が接地電極により共通化されて接地され、他方の信号入力側の電極が振動子エレメント選択スイッチ 42 に接続されて RF 駆動信号が印加される。

40

【0063】

上記各静電容量型超音波振動子ユニット 38 は、直列に接続された振動子エレメント選択ユニット 41 を介して、m 個のパルサー 45 から構成されるパルサー部 46 及び m 個のレシーバ 47 から構成されるレシーバ部 48 にそれぞれ接続されている。

【0064】

つまり、各静電容量型超音波振動子エレメント 37 は、それぞれ振動子エレメント選択スイッチ 42 を介して振幅の小さい RF 信号から振幅の大きい RF 駆動信号を生成するパルサー 45 の出力端及びエコー信号を増幅するレシーバ 47 の入力端に接続されている。また、各パルサー 45 の入力端は、ケーブル 36 を形成する信号線を介して超音波観測装

50

置 2 3 内の送信用遅延部 4 9 を介して送信用波形発生回路 5 0 に接続されている。

そして、送信用波形発生回路 5 0 により発生された送信用の R F 信号を、例えばラジアル走査の場合には送信用遅延部 4 9 により、m 個の送信用遅延回路における中央側のもの程大きく遅延させる等してパルサー部 4 6 により増幅した後、周回選択回路 4 3 によりオン状態にされた静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 の例えば m 個の静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 に上記遅延による位相差だけずれた状態で印加されるようにする。

【 0 0 6 5 】

また、パルサー部 4 6 には、D C バイアス電圧発生制御回路（図 3 中では D C B S と略記）5 1 から低電圧の D C バイアス電圧制御信号がパルス状に入力される。そして、パルサー部 4 6 は、D C バイアス電圧制御信号を元に D C バイアスパルス信号を発生させ、この低電圧の D C バイアスパルス信号と低電圧の R F 信号とを加算したものを増幅して、高電圧の D C バイアス電圧に高電圧の R F 信号が重畳された波形のパルスを生成して、静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 側に出力する。この場合におけるタイミング制御は、制御回路 5 2 からの制御信号により行われる。

【 0 0 6 6 】

このように D C バイアス電圧を短い期間のみ発生することにより、その D C バイアス電圧の実効値を低減して、使用できるようにしている。また、短い期間のみ D C バイアス電圧を発生することにより、その発生回路内での電力消費を低減化できる。

【 0 0 6 7 】

従って、超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 を構成する各電子部品のサイズ等をより小型化或いは高密度実装をし易くできる効果を有することになる。

【 0 0 6 8 】

一方、高入力インピーダンスのチャージアンプにより構成されるレシーバ 4 7 により増幅された受信信号は、低インピーダンスに変換された後、A / D 変換部 5 3 を構成する A / D 変換器 5 4、ケーブル 3 6 の信号線を介して超音波観測装置 2 3 内のフィルタ部 5 5 を構成するフィルタに入力される。

【 0 0 6 9 】

なお、本実施例では、A / D 変換部 5 3 を超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 側に設けているが、超音波観測装置 2 3 側に設けるようにしても良い。

本実施例では、A / D 変換部 5 3 を超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 側に設けることにより、受信信号をデジタル信号にできるので、ケーブル 3 6 による伝送の際の劣化を低減できるようにしている。そして、挿入部 2 6 が長いような場合にも、その長さに殆ど影響されないで、S / N の良い信号を超音波観測装置 2 3 側に伝送できるようにしている。

【 0 0 7 0 】

上記フィルタ部 5 5 は、超音波エコー信号成分を抽出する。フィルタの特性は制御回路 5 2 によって決定される。フィルタ部 5 5 を通過した信号は、受信用遅延部 5 6 を経てビーム合成回路 5 7 に入力され、ビーム合成される。

【 0 0 7 1 】

このビーム合成回路 5 7 によりビーム合成された後、デジタルスキャンコンバータ（D S C と略記）5 8 に入力され、映像信号に変換された後、超音波用モニタ 2 4 に出力され、超音波用モニタ 2 4 の表示面に超音波画像を表示できるようにしている。

【 0 0 7 2 】

また、レシーバ部 4 8 には、D C バイアス電圧発生制御回路 5 9 から低電圧の D C バイアス電圧制御信号を印加できるようにしている。そして、レシーバ部 4 8 は、D C バイアス電圧が印加された静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 から R F 信号が入力される。静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 に印加される D C バイアス電圧は、制御回路 5 2 からの制御信号により、レシーバ部 4 8 に R F 信号が入力される期間のみで発生するようにしている。

【 0 0 7 3 】

10

20

30

40

50

受信時は、入力されるＲＦ信号の振幅が小さいので、本実施例ではＤＣバイアス電圧の値を送信時よりも小さくしてその実効値を低減して、上述したメリット（電力消費の低減化）を保持するようにしている。

【００７４】

なお、図３に示すように制御回路５２は、周回選択回路４３、送信用遅延部４９、送信用波形発生回路５０、ＤＣバイアス電圧発生制御回路５１、フィルタ部５５、受信用遅延部５６、ビーム合成回路５７、ＤＣバイアス電圧発生制御回路５９をそれぞれ制御する。また、この制御回路５２には、選択スイッチなどにより構成される走査設定部６０が接続されており、ユーザはこの走査設定部６０を選択操作することにより、ラジアル走査及びセクタ走査から所望とする走査モードを選択したり、走査条件を選択設定できるようにしている。

10

【００７５】

図４は、図２における超音波振動子及び振動子制御回路ブロック３２の横断面により、円筒面に沿って形成されたアレイタイプの静電容量型超音波振動子３３の断面と、その内側に形成した振動子制御回路の構造を示す。

【００７６】

図４に示すように円筒状のフレキシブルプリント回路基板（ＦＰＣ基板と略記）６１の外面にはアレイタイプの静電容量型超音波振動子３３が形成され、またＦＰＣ基板６１の内面には振動子制御回路ユニット３４が形成されている。

【００７７】

この場合、静電容量型超音波振動子３３は、両側をユニット間溝６２で挟まれるようにして静電容量型超音波振動子ユニット３８がＦＰＣ基板６１上に形成されている。また、この静電容量型超音波振動子ユニット３８における図４の断面部分は、ユニット３８を構成する静電容量型超音波振動子エレメント３７となる。

20

【００７８】

また、各静電容量型超音波振動子ユニット３８に対向して、ＦＰＣ基板６１の内側の面には、この静電容量型超音波振動子ユニット３８に対応する選択制御や駆動及び増幅等の信号処理を行う振動子制御回路ユニット６３が設けてある。

【００７９】

この振動子制御回路ユニット６３においても、各振動子制御回路ユニット６３の両側はユニット間溝６４で挟まれるようにしてＦＰＣ基板６１上に形成されている。

30

【００８０】

なお、後述する製造方法により説明するように、シート状のＦＰＣ基板６１の各面に静電容量型超音波振動子ユニット３８及び振動子制御回路ユニット６３がユニット間溝６２、６４が形成されない状態で一体的に形成された集積回路を、ダイシングソー等により静電容量型超音波振動子ユニット３８及び振動子制御回路ユニット６３を分離するように形成したものを円筒状に加工して図４に示す円筒形状の超音波振動子及び振動子制御回路ブロック３２を形成している。

【００８１】

図５は図４における矢視Ａ方向から見た静電容量型超音波振動子ユニット３８を示している。ＦＰＣ基板６１上には、図６にその断面構造を示す適度の厚み（高さ）を持つ静電容量型超音波振動子エレメント３７が円筒の軸方向にｍ個配列して静電容量型超音波振動子ユニット３８が形成されている。

40

【００８２】

図６は図５のＢ－Ｂ線断面による静電容量型超音波振動子エレメント３７の断面構造を示す。

【００８３】

各静電容量型超音波振動子エレメント３７は、例えば２行２列で４個、配置した静電容量型超音波振動子セル４４により構成されている。それぞれ４個の静電容量型超音波振動子セル４４の上面には上部電極６５が取り付けられ、これら４つの上部電極６５は共通に

50

接続され、かつ接地される上部共通接地電極 6 6 となる。

【 0 0 8 4 】

各静電容量型超音波振動子セル 4 4 は、例えばシリコン基板 7 1 上に、絶縁材料 7 2 2 からなる犠牲層エッチング等のプロセスにより設けられた空洞部 7 2 を有し、この空洞部 7 2 の上面を覆う部分を薄膜状にして、振動可能なメンブレン部 7 3 が形成されている。また、メンブレン部 7 3 の上面には、上部電極 6 5 を設け、単位の静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 を構成する 4 つの上部電極 6 5 は、隣接する空洞部 7 2 の間に設けたインターコネクトホール内に配線したコネクタ配線 7 4 によりシリコン基板 7 1 の底面（背面）に設けた接地電極パッド 7 5 に接続される。なお、低抵抗のシリコン基板 7 1 を貫通する部分のコネクタ配線 7 4 はシリコン基板 7 1 とは絶縁されている。

10

【 0 0 8 5 】

また、各空洞部 7 2 の底面には、それぞれ下部電極 7 6 が配置されていて、単位の静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 を構成する 4 つの下部電極 7 6 は、低抵抗のシリコン基板 7 1 を介して互いに導通している。

【 0 0 8 6 】

下部電極 7 6 は、セル毎に分割されていて、低抵抗のシリコン基板 7 1 上にオーミック接触しているので、低抵抗のシリコン基板 7 1 を介して 4 個の下部電極 7 6 は、エレメント単位で同電位接続となっている。

【 0 0 8 7 】

そして、4 つの下部電極 7 6 は、1 つの空洞部 7 2 の下の低抵抗のシリコン基板 7 1 底面に設けた信号入力用電極パッド 7 7 と導通している。

20

【 0 0 8 8 】

また、低抵抗のシリコン基板 7 1 における外部に露出する底面及び側面部分は、絶縁膜 7 1 1 で覆われている。

【 0 0 8 9 】

このような構造にすることにより、上部電極 6 5 と下部電極 7 6 との間にコンデンサ構造が形成されるようにしている。そして、DC バイアス電圧に高電圧の RF 信号を重畳印加することにより、RF 信号で超音波を発生させることができる電気音響変換の機能を持つと共に、超音波信号によりメンブレンが超音波振動をおこし、DC バイアス電圧の印加により超音波振動に対応する電荷信号に変換される。

30

【 0 0 9 0 】

本実施例では、複数の静電容量型超音波振動子セル 4 4 により静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 を構成するので、高い周波数においても効率良く電気音響変換及び音響電気変換ができ、分解能が高い超音波画像が得られる。

【 0 0 9 1 】

図 7 は、図 4 における C 矢視方向から見た振動子制御回路ユニット 6 3 の構造を示す。また、図 8 は、図 7 における D - D 線断面により振動子制御回路エレメントの構造例を示す。

【 0 0 9 2 】

図 7 に示すように FPC 基板 6 1 上に形成された振動子制御回路ユニット 6 3 は、図 5 で説明した静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 に対向する位置にそれぞれ形成した m 個の振動子制御回路エレメント 8 1 により構成される。

40

【 0 0 9 3 】

各振動子制御回路エレメント 8 1 における超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 の円筒内面側には電極パッド 8 2（図 7 では簡単化のため 1 つ示しているが、図 8 に示すように例えば 3 つの電極パッド 8 2 a、8 2 b、8 2 c からなる）が設けられている。また、各振動子制御回路エレメント 8 1 における FPC 基板 6 1 側の外面側にも図 8 に示すように電極パッド 8 3 と接地電極パッド 8 4 とが設けてある。

【 0 0 9 4 】

図 8 に示すように振動子制御回路エレメント 8 1 は、例えば振動子第 1 制御回路 8 5 と

50

振動子第2制御回路86とにより構成される。

【0095】

振動子第1制御回路85は、例えば図3に示したように振動子エレメント選択スイッチ42と、この振動子エレメント選択スイッチ42のオン/オフを行う周回選択回路43の一部を構成している。

【0096】

これに対して、振動子第2制御回路86は、例えば図3における1つのパルサー45及びレシーバ47、DCバイアス電圧発生制御回路51、59、A/D変換器54を構成している。

【0097】

この場合、振動子第1制御回路85側は、個々の静電容量型超音波振動子エレメント37に対応して形成されている。これに対して、振動子第2制御回路86側は、1つの振動子制御回路ユニット63において、パルサー45等をそれぞれ1つ設けた構造となっている。

【0098】

図8に示すように振動子制御回路エレメント81の外周面は、例えば接地される導電膜の外周面を絶縁被覆した接地被覆87により覆われており、その内部にノイズが混入するのを防止すると共に、内部から外部にノイズを放射することを防止している。

次に図9A～図9Gを参照して本実施例における超音波振動子及び振動子制御回路ブロック32の製造方法を説明する。

【0099】

図9Aに示すように所定パターンを形成したFPC基板61に対して、図9Bに示すようにその両面に振動子制御回路IC基板91と加工前のアレイタイプの静電容量型超音波振動子92とを実装する。

【0100】

そして、上面側の振動子制御回路IC基板91に対してダイシングソー等により、ダイシング溝93を形成する。

【0101】

このように、振動子制御回路IC基板91に対してダイシングソー等によりダイシング溝93を形成したことにより、図9Cに示すようにk個の振動子制御回路ユニット63が形成される。

【0102】

この後、図9Dに示すように、上面と下面とをひっくり返す。図9Dの状態において、FPC基板61の上面側の加工前のアレイタイプの静電容量型超音波振動子92に対してダイシングソーにより、ダイシング溝94を形成すると図9Eに示すようにk個のアレイタイプの静電容量型超音波振動子ユニット38が形成される。

【0103】

このようにFPC基板61の両面に実装した振動子制御回路IC基板91及び加工前のアレイタイプの静電容量型超音波振動子92をダイシングソーにより、それぞれダイシング溝93、94を形成し、更に図9Fに示すように屈曲させ、次いで屈曲させてシース先端部材31の内部に収まる円筒面形状にすると、図9Gに示したものができる。その後、図9Gに示すように円筒面の内側の中空部に、例えば円柱形状の第3の振動子制御回路95を配置し、この第3の振動子制御回路95と振動子制御回路ユニット63の内面とを配線96で接続する。

【0104】

また、円柱形状の第3の振動子制御回路95の外周面と振動子制御回路ユニット63の内周面との間の円環状の空隙部には、熱伝導性が良く、かつ絶縁性を有する熱伝導性樹脂97を充填して円柱形状の第3の振動子制御回路95を固定する。

【0105】

なお、熱伝導性樹脂97としては、エポキシ樹脂、シリコン樹脂、ウレタン樹脂、ア

10

20

30

40

50

クリル樹脂のいずれか、又は混合した樹脂に炭化珪素（SiC）、窒化アルミニウム（AlN）のいずれかの微粉末を分散した複合樹脂を用いることができる。

【0106】

このような構成の静電容量型超音波プローブ装置3による超音波ビーム発生動作を図10A～図10E及び図11を参照して説明する。

【0107】

電源が投入されると、図3に示すように制御回路52は、図10Aの上段に示すように所定周期Trepのタイミング信号を送信用波形発生回路50に送り、送信用波形発生回路50はこの信号に同期して、図10Aの下段に示すように送信用RF信号をパルス状に発生し、送信用遅延部49に出力する。

【0108】

送信用遅延部49は、制御回路52からの遅延時間設定信号に応じて遅延時間が設定されるm個の遅延回路により形成されている。そして、m個の遅延回路は、入力される送信用RF信号を、それぞれ設定された遅延時間だけ遅延して出力する。

【0109】

従って、送信用遅延部49は、同一ユニット内ではエレメント毎に遅延時間等を与え、例えばビーム集束したり、ビームセクタ走査を行う。

【0110】

例えば、通常のラジアル走査等に用いられるビームフォーカスの場合には、図10Aの下段の送信用RF信号に対して、送信用遅延部49は、図10Bの2点鎖線で示す円弧状101となる遅延時間を与える。

【0111】

そして、それぞれ遅延された送信用RF信号は、それぞれパルサー45を経て増幅されて、オン状態にされた静電容量型超音波振動子ユニット38内のk個の各静電容量型超音波振動子エレメント37に印加されることになる。

【0112】

この場合、パルサー部46の各パルサー45は、低電圧の前記RF信号と低電圧のDCバイアス電圧制御信号が重畳制御された上で、この重畳信号を増幅する。DCバイアス電圧制御信号は、DCバイアス電圧のパルスの極性、パルス幅等を設定する制御信号の入力に伴ってパルサー部46の中で形成され、オン状態となった静電容量型超音波振動子ユニット38内の各静電容量型超音波振動子エレメント37に印加される。

【0113】

つまり図10Bの低電圧の送信用RF信号群は、パルサー部46にて図10Cに示す高電圧の駆動用RF信号群となる。

【0114】

なお、図10B及び図10Cでは、紙面の上下方向が、ユニット38内のm個の静電容量型超音波振動子エレメント37の配列方向となる。

【0115】

上述のようにDCバイアス電圧が加算されるため、図10Cに示す駆動信号波形は、拡大して示すと図11のようになる。つまり、この駆動信号波形は、高電圧のDCバイアス電圧Vdcが印加されたパルス状のDCバイアス波形におけるパルスの中央付近に、高電圧のVrfのRF信号成分が重畳されたものとなっている。

【0116】

そして、m個の静電容量型超音波振動子エレメント37から生体側に送信される超音波の波面は、図10Dに示すように円弧状となり、配列方向の中央位置で、配列方向と直交する方向（図10Dでは水平方向）で超音波ビームの集束点となる。なお、エレメント配列方向は円筒面における挿入軸と平行な方向である。

【0117】

ラジアル走査の場合には、周回選択回路43により、オンされる振動子エレメント選択ユニット41が順次移動する。このため、円筒面の周方向に配置されたユニット38が順

10

20

30

40

50



次超音波を送信することになり、超音波が挿入軸の回りに放射状に順次送受信されるラジアル走査となる。

【0118】

一方、制御回路52から送信用遅延部49に与える遅延時間設定信号を変更することにより、挿入軸方向にセクタ走査を行うようにすることもできる。

【0119】

つまり、図10Bで示す遅延時間の分布を示す円弧の中心をエレメント配列方向の中心とし、その配列方向に走査させることにより、セクタ走査できる。

【0120】

図10Eは、セクタ走査の場合におけるエレメント配列方向の一方に向けて超音波を送信させた時を示す。このようにセクタ走査を行う場合には、制御回路52から送信用遅延部49に与える遅延時間設定信号を所定時間 $T_{rep}$ 毎に変更し、かつ、その様な走査を超音波振動子ユニット内で行いながらユニットの選択を周回させ、セクタ走査しながらラジアル走査することが可能となる。

10

【0121】

一方、駆動するユニットとしては同じユニットを繰り返し選択する。このようにすることにより、挿入軸方向にセクタ走査することができる。

【0122】

このように $m$ 個の静電容量型超音波振動子エレメント37を位相差を持たせて同時に駆動することにより、超音波ビームの集束やセクタ走査ができ、体腔内の患部等の検査対象部位側に送信でき、また、その反射超音波を位相差を与えたビーム合成等を行うことにより、特定の点にフォーカシングした超音波エコー信号を得ることができる。

20

【0123】

従って、本実施例によれば、中心軸回りのラジアル走査と挿入軸方向にセクタ走査が同時に可能となり、その結果、体腔内3次元超音波像が得られることになる。

【0124】

また、DCバイアス電圧を印加する期間をRF駆動信号の印加時付近の短い時間や受信時におけるエコー信号が入力される期間ではその値を小さくすることにより、その実効値を低減して体腔内でも使用できる。

【0125】

30

また、各静電容量型超音波振動子エレメント37の近傍において、超音波振動子及び振動子制御回路ブロック32の電子回路素子を小型化や高密度実装することにより、同軸ケーブルによる信号伝送の際のロスやノイズを低減できる。従って、体腔内に挿入する場合の超音波プローブヘッド部27の外径などを小さくでき、チャンネル径の小さい細い挿入部の内視鏡を使用できるようになるため、挿入の際に患者に与える苦痛を軽減することもできる。

【0126】

また、ラジアル走査は、周回選択回路43からの制御信号によって、振動子ユニットの選択が行われるので、セクタ走査に関わる $m$ 本の同軸ケーブルで済み、制御する振動子エレメントの数に比例して極めて少ない本数の同軸ケーブルでこと足りることになる。

40

【0127】

なお、本実施例においては、図9Gに示すように円筒面の内側の中空部に、円柱形状の第3の振動子制御回路95を配置し、この第3の振動子制御回路95と振動子制御回路ユニット63の内面とを配線96で接続した構造にしているが、以下の変形例のような構造にしても良い。

【0128】

例えば第3の振動子制御回路95も含めて中空の円筒形状にする。その場合、円筒形状の内側の中空部の内径が小さくても良い。そして、第2のFPC基板の一方の面にケーブル36を構成するフラットケーブルの先端側を接続し、その接続後、この第2のFPC基板を円筒状にして、その円筒面の外周側に形成した電極パッドを振動子制御回路ユニ

50

ット 6 3 の内面にフリップチップ接続等により接続し、この F P C 基板の内周面に絶縁性の熱伝導性樹脂 9 7 を充填するようにしても良い。

【 0 1 2 9 】

或いは、図 9 E の状態にした後、この第 2 の F P C 基板を接続し、円筒形状にしても良い。この場合には、平板形状の状態、電氣的な接続を行うことができるので、接続作業を簡単にできるメリットがある。

【 0 1 3 0 】

以上説明した本実施例は、以下の効果を有する。

【 0 1 3 1 】

パルサーやレシーバ等の回路を各超音波振動子エレメントのすぐ近傍に配置しているので、ケーブルによる大きな信号ロスやケーブルに重畳するノイズを低下できる。

10

【 0 1 3 2 】

また、挿入軸の回りのラジアル走査と挿入軸方向のセクタ走査を同時に行うことが可能で、体腔内 3 次元超音波像が得られる。

【 0 1 3 3 】

また、少ない配線数で 3 次元超音波像が得られる。例えば、上述したエレメント数  $m = 64$ 、ユニット数  $k = 256$  とした場合、従来例では 16384 本のケーブルが必要になるが、これを  $(256 + )$  本の同軸ケーブルで OK となる。ここで、 は制御信号用ケーブル数を示す。

【 0 1 3 4 】

20

< 第 2 の実施例 >

次に本発明の第 2 の実施例を図 1 2 ~ 図 1 4 B を参照して説明する。図 1 2 は第 2 の実施例を備えた超音波診断装置の電気系の構成を示し、図 1 3 はパルスインバージョンによるティッシュハーモニックイメージング ( T H I と略記 ) での動作例における D C バイアス電圧制御信号と超音波振動子エレメント駆動信号を示し、図 1 4 A 及び図 1 4 B はパルスインバージョンの原理を説明するための、超音波振動子エレメント駆動信号と受信信号からの高調波成分抽出を説明する図を示している。

【 0 1 3 5 】

図 1 2 に示す超音波診断装置 4 は、図 2 における超音波振動子及び振動子制御回路ブロック 3 2 において、さらに A / D 変換部 5 3 の出力部にメモリ部 9 9 を設け、このメモリ部 9 9 における超音波エコー信号の書き込み及び読み出しを制御回路 5 2 により制御する構成にしている。

30

【 0 1 3 6 】

つまり、本実施例の静電容量型超音波プローブ装置 3 は、第 1 の実施例の静電容量型超音波プローブ装置 3 において、さらにメモリ部 9 9 を設けた構成である。なお、メモリ部 9 9 を超音波観測装置 2 3 側に設けるようにすることもできる。

【 0 1 3 7 】

また、本実施例では、図 3 における D C バイアス電圧発生制御回路 5 1 の代わりに、正及び負極性の D C バイアス電圧制御信号を発生する D C バイアス電圧発生制御回路 5 1 を採用している。なお、図 1 2 では簡単化のため D C バイアス電圧発生制御回路 5 1 を D C B S 5 1 と略記している。また、本実施例におけるパルサー部 4 6 における各パルサー 4 5 は、所定の時間  $T_{inv}$  だけ遅延する遅延回路を有し、先行する駆動信号の後この期間  $T_{inv}$  だけ遅延して後続して駆動信号を出力できるようにしている。

40

【 0 1 3 8 】

本実施例では、制御回路 5 2 は、パルサー部 4 6 及び D C バイアス電圧発生制御回路 5 1 に対して、図 1 3 の上段に示す D C バイアス電圧制御信号を出力し、パルサー部 4 6 は、この D C バイアス電圧制御信号により、図 1 3 の下段に示すように T H I 用の超音波振動子エレメント駆動信号を生成する。その他は、第 1 の実施例と同様である。

【 0 1 3 9 】

本実施例においては、第 1 の実施例と同様に動作させることができると共に、メモリ部

50

99等を設けたことにより、パルスインバージョンを用いてTHIを行うこともできるようになっている。

【0140】

この場合には、図13に示すような駆動方法を採用することができる。図13の上段は、制御回路51'が出力する低電圧のDCバイアス電圧制御信号を示し、図13の下段はパルサー部46から出力される高電圧の超音波振動子エレメント駆動信号を示す。

【0141】

パルスインバージョンを利用してハーモニックイメージングを行う場合の動作原理を、まず図14A及び図14Bを用いて説明する。図14A及び図14Bは、パルスインバージョンの原理図を示す。

10

【0142】

図14Aに示すように駆動信号として、パルスAと時間差 $t_d$ (図13の期間 $T_{inv}$ に相当)で逆位相のパルスBからなるダブルパルスを超音波振動子に印加し、生体組織側に超音波を送信する。送信信号も図14Aと同形の波形となる。

【0143】

生体組織の非線形性により、超音波の基本波成分と共に、基本波成分の音圧に対して、例えば数10dB小さな音圧を持つ高調波成分が混ざった受信信号が得られることになり、両者が混在した受信信号から基本波成分を除去する必要がある。これによって高調波成分のみを取り出すことができる。

【0144】

20

この場合、図14Bに示すように受信信号における基本波成分のパルスA、Bは送信時と同じ位相関係を保つのにに対して、偶数次の高調波成分は、基本波の2乗、4乗、...となるため、全て正のパルスA、Bとなる。図14Bにおける高調波は第2高調波で示している。

【0145】

従って、受信信号における基本波成分のパルスA及びパルスBは、時間差 $t_d$ を0にして和を取るとゼロになる。

【0146】

これに対して、高調波成分は、時間差 $t_d$ を0にして和を取ると、倍加することになる。

30

【0147】

このようにして、高調波成分のみを抽出することができる。なお、時間差 $t_d$ を0にする手段としては、本実施例における図12のメモリ部99を利用することができる。

【0148】

つまり、先行する受信パルスAを一時メモリ部99に格納し、後続する受信パルスBが到達した時点で、メモリ部99から先行する受信パルスAを読み出して後続する受信パルスBとの和を取ることにより、基本波成分を0に、偶数次の高調波成分を倍加して得ることができる。

【0149】

図14A及び図14Bは、原理図であり、静電容量型に依存しない方法である。これに対して、図13に示す方法は、静電容量型であるので、極性の異なるDCバイアス電圧パルスに同じ位相の駆動信号を重畳して静電容量型超音波振動子エレメント37に印加することにより、逆位相の超音波を発生させて、これを生体側に送信する。

40

【0150】

受信時には一方の極性のDCバイアス電圧を印加した状態で受信信号を得るようにすることにより、図14A及び図14Bで説明した場合と同様の動作となる。

【0151】

次に図13を参照して、パルスインバージョン用の駆動信号の生成方法を説明する。

【0152】

本実施例では図13の上段に示すDCバイアス電圧制御信号における+DCバイアス起

50

動タイミングパルス  $P_a$  に同期して DC バイアス電圧発生制御回路 51 からの低電圧の DC バイアス電圧制御信号がパルサー 45 に入力されると、パルサー 45 はその直後に入力される低電圧の RF 信号と加算増幅して、図 13 の下段に示すように高電圧の駆動信号を生成する。

【0153】

つまり、パルサー 45 は、+ DC バイアス起動タイミングパルス  $P_a$  に同期して図 13 の下段に示すように電圧値が +  $V_{dc}$  の正となる高電圧の DC バイアス電圧パルス B1 を出力し、その際、DC バイアス電圧パルス B1 に、高電圧の RF 信号 S1 が重畳した波形の駆動信号を出力する。

【0154】

10

高電圧の DC バイアス電圧パルス B1 の発生期間  $T_{dc}$  は、DC バイアス起動タイミングパルス  $P_a$  から出力停止となる + DC バイアス停止タイミングパルス  $P_b$  までとなる。

また、高電圧の RF 信号 S1 は、+ DC バイアス起動タイミングパルス  $P_a$  の直後の信号電圧値が  $V_{rf}$  の RF 信号発生タイミングパルス  $P_{rf}$  において入力される低電圧の RF 信号を増幅するため、その RF 発生タイミングパルス  $P_{rf}$  の発生期間  $T_{rf}$  は、DC バイアス電圧パルス B1 の発生期間  $T_{dc}$  より短い。

【0155】

このように正の DC バイアス電圧パルス B1 に、RF 信号 S1 が重畳された駆動信号が静電容量型超音波振動子エレメント 37 に印加される。そして、静電容量型超音波振動子エレメント 37 により超音波に変換されて、その超音波が体腔内の生体組織側に送信される。

20

【0156】

この超音波による例えば画像生成可能な送信範囲に対応する所定時間  $T_{rep}$  の  $1/2$  程度の所定時間  $T_{inv}$  の後、DC バイアス電圧制御信号は、図 13 の上段に示すように - DC バイアス起動タイミングパルス  $P_c$  を伴ったものとなる。この - DC バイアス起動タイミングパルス  $P_c$  の電圧は、上記 + DC バイアス起動タイミングパルス  $P_a$  の値とは異なる。

【0157】

そして、この - DC バイアス起動タイミングパルス  $P_c$  に同期して DC バイアス電圧発生制御回路 51 から低電圧の DC バイアス制御信号がパルサー 45 に入力されると、パルサー 45 は、その直後に入力される低電圧の RF 信号と加算増幅して、図 13 の下段に示すように高電圧の駆動信号を出力する。

30

【0158】

この場合には、パルサー 45 からは、- DC バイアス起動タイミングパルス  $P_c$  に同期して図 13 の下段に示すように電圧値が -  $V_{dc}$  の負の DC バイアス電圧パルス B2 が出力され、- DC バイアス停止タイミングパルス  $P_d$  により出力停止となる。この DC バイアス電圧パルス B2 の発生期間は、 $T_{dc}$  となる。

【0159】

また、上記 DC バイアス電圧パルス B2 の発生期間  $T_{dc}$  の間における - DC バイアス起動タイミングパルス  $P_c$  の直後の信号電圧値が  $V_{rf}$  の RF 信号発生タイミングパルス  $P_{rf}$  に同期して、パルサー 45 は、低電圧の RF 信号を増幅して、図 13 の下段に示すように高電圧の RF 信号 S2 を出力する。この場合には、パルサー 45 は、図示しない遅延回路を用いて低電圧の RF 信号を増幅して高電圧の RF 信号 S1 と同じ波形の高電圧の RF 信号 S2 を生成する。

40

【0160】

RF 発生タイミングパルス  $P_{rf}$  の発生期間  $T_{rf}$  は、DC バイアス電圧パルス B2 の発生期間  $T_{dc}$  より短い。

【0161】

そして、このように負の DC バイアス電圧パルス B2 に RF 信号 S2 が重畳された駆動信号が静電容量型超音波振動子エレメント 37 に印加される。そして、静電容量型超音波

50

振動子エレメント 37 により超音波に変換されて、その超音波が体腔内の生体組織側に送信される。

【0162】

この場合、先行する正の DC バイアス電圧パルス B1 の場合とは逆に、負の DC バイアス電圧パルス B2 が印加された状態で、RF 信号 S2 が静電容量型超音波振動子エレメント 37 に印加されるため、この場合には静電容量型超音波振動子エレメント 37 は先行する超音波と逆位相の (180° ずれた) 超音波を発生する。

【0163】

このようにダブルパルスで静電容量型超音波振動子エレメント 37 を駆動する。そして先に送信した超音波を受信した場合には、メモリ部 99 に一時格納する。その後、所定時間  $T_{inv}$  だけ経過したタイミングの受信 RF 信号とメモリ部 99 から読み出した受信 RF 信号とを加算することにより、基本波の受信 RF 信号は、逆位相となるため、互いにキャンセルでき、高調波 (特に第 2 高調波や偶数次の高調波) 成分を 2 倍で得ることができる。

【0164】

この高調波成分により基本波の場合と同様の処理を行うことにより、THI の超音波断層像を得ることができる。

【0165】

このように本実施例によれば、第 1 の実施例と同様の作用効果が得られると共に、さらに THI の超音波断層像を得る場合にも使用できる。

【0166】

なお、上述の説明では、周回選択回路 43 は、各振動子エレメント選択ユニット 41 内に属する全て任意の振動子エレメント選択スイッチ 42 のオン/オフができる構成で説明したが、これに限定されるものでなく、周回選択回路 43 は、振動子エレメント選択ユニット 41 内の任意の振動子エレメント選択スイッチ 42 をオン/オフできる構成にしても良い。

【0167】

この場合においては、ラジアル走査やセクタ走査の他にリニア走査を行うことができる。

【0168】

なお、本発明は、上述した各実施例を部分的に変更するなどして構成される実施例等も本発明に属する。例えば、第 1 の実施例においては、円筒面全周に静電容量型超音波振動子エレメント 37 を 2 次元的に形成しているが、円筒面の一部に形成したものも本発明に属する。

【0169】

尚、静電容量型超音波プローブ装置の製造方法は、以下の工程 S1 ~ S7 から成っていてもよい。

【0170】

フレキシブルプリント基板の片側に、静電容量型超音波振動子セルが、多数配列形成されたシリコン基板を、他の面側に、駆動制御回路が多数配列形成されたシリコン基板を接合する工程 (S1)、

次いで駆動制御回路が多数配列形成されたシリコン基板を、ユニット単位でフレキシブルプリント基板表面にダイシングの刃先が、到達する深さでダイシングする工程 (S2)、

更に静電容量型超音波振動子セルが、多数配列形成されてシリコン基板をユニット単位でフレキシブルプリント基板表面にダイシングの刃先が、到達する深さでダイシングする工程 (S3)、

次いで、FPC 露出部にマスクをして、金属膜コーティングし、両ユニットの側面を導電コート処理する工程 (S4)、

これを所定の内径の管内に配置し、管壁に沿わせて円筒状のフレキシブルプリント基板

10

20

30

40

50

と、駆動制御回路ユニットと、静電容量型超音波振動子ユニットとからなる管状構造体を形成する工程（Ｓ５）、

更に、他の駆動制御集積回路基板を内径部の中心部に配置させ、前記した他の駆動制御回路ユニット間の配線、及び同軸ケーブルを接続した上で、絶縁、熱伝導性に優れた複合樹脂を充填する工程（Ｓ６）、

かかる後、前記管状構造体をシースに内装し、前記管状構造体とシースの間の空間に音響結合剤を満たして、最後に封止する工程（Ｓ７）。

【０１７１】

< 第３の実施例 >

図１５は本発明の第３の実施例の静電容量型超音波プローブ装置を示す図であり、図１５６は図１５の超音波プローブ先端部１を拡大して示している。

10

【０１７２】

図１５において、符号２０１は超音波プローブ先端部、２０２は静電容量型超音波プローブ装置、２０３は超音波プローブ本体、２０３ａは挿入部、２０３ｂはジョイント、２０４は駆動制御部、２０４ａ、２０４ｂはジョイント、２０５は観測装置、２０６はモニターである。

【０１７３】

超音波プローブ先端部２０１は超音波センサーとしての超音波振動子を備えていて、細い管で構成される挿入部２０３ａを超音波の鉗子孔の中に挿入し、先端の突き出したところで光学的な画像を内視鏡で見ながら、超音波の画像を観測する、といった使い方をして

20

【０１７４】

超音波プローブ先端部２０１の構造は、図１６に示すようになっている。図１６において、符号２０１は超音波プローブ先端部、２０７はシース、２０８は超音波伝播媒体である超音波ビーム伝播方向変換ロッド、２０９は液状音響結合媒体である音響結合液、２１０は超音波ビーム、２１１は超音波振動子、２１２は制御回路、２１３は隔壁、２１４は同軸ケーブル束である。

【０１７５】

制御回路２１２で超音波振動子２１１が駆動され、超音波振動子２１１で発生した超音波ビームは、ガラス等音響伝播ロス小さな部材で構成される超音波ビーム伝播方向変換ロッド２０８を挿入軸方向に伝播し、ロッド２０８の先端部分で反射し音響結合液２０９を経てシース２０７の外部へ出射される。シース２０７は先端が球形に閉じた管であって、隔壁２１３を境にして、隔壁２１３の図示左側には水で構成される音響結合液２０９が充填され、超音波をロスなくシース外部へ伝播させる。

30

【０１７６】

図１７は、図１６における超音波ビーム伝播方向変換ロッド２０８、超音波振動子２１１、制御回路２１２及び同軸ケーブル束２１４の部分における上面図である。図１８は図１７のＡ－Ａ'線縦断面図、図１９は図１８のＢ－Ｂ'線から見た図（超音波振動子部分の平面図）である。

40

【０１７７】

これらの図において、符号２１５は超音波反射面、２１６は中空孔、２１７はロッド内超音波ビーム、２１８は超音波ビーム反射点、２１９はロッド底面である。

【０１７８】

ロッド２０８は肉厚の円筒状に形成され、その先端面は円錐状に抜いてある。図１８の断面でみると、ロッド２０８の先端面にはテーパが付いた形状となっている。ロッド２０８の先端面は挿入軸方向に対して例えば４５°の角度成分（傾斜）を有していて、挿入軸方向へ出射、伝播した超音波を挿入軸に対し所定の角度である９０°の方向に反射させる。なお、４５°の角度成分は、この値に限定されるものでなく、診断部位に応じて、適宜異なる角度にすることができる。ロッド２０８の挿入軸に相当する部分は中空孔２１６と

50

なっている。ロッド 208 の底面 219 はフラットに形成されており、そのフラットの部分にリング状の超音波振動子 211 が接合されている。ロッド 208 と超音波振動子 211 は、両者の内径円の中心が互いに一致するように配置して接合された構造となっている。さらに、超音波振動子 211 の近傍に接するように制御回路 212 がリング状に配設されている。

【0179】

超音波振動子 211 については、図 19 に示すように複数（図では 4 つ）の静電容量型超音波振動子セル 220 からなる静電容量型超音波振動子エレメント 221 がリング状超音波振動子の円周方向に多数形成してある。

【0180】

図 20 は、図 18 から制御回路 212 及びこれ接続する同軸ケーブル束 214 の線束を取り去った状態を示している。同軸ケーブル束 214 のうち、超音波振動子 211 の電極に接続する線束 214' のみが示されている。

【0181】

このような状態で、超音波振動子 211 が振動すると、その振動が超音波ビーム伝播方向変換ロッド 208 に入り挿入軸方向に伝播していく。そして、ロッド 208 の先端面である円錐の反射面 215 で反射すると、挿入軸の方向に対して 90° の方向に反射する。多数の静電容量型超音波振動子エレメント 221 をエレメント単位で回転方向 R（図 17 参照）に逐次走査すると、超音波ビーム 210 を回転させてラジアル走査することができる。

【0182】

なお、図 17 乃至図 20 に示した超音波プローブ先端部の構成については、また静電容量型超音波振動子を用いた場合のほか、圧電型超音波振動子を用いた場合でも、適用することができる。

【0183】

超音波反射面 215 を形成する円錐加工面は超音波入射側からみた時凸曲面のため、そこで反射した超音波ビームは、ファンビームに変換される。従って、同じ寸法、材質のシースと音響結合剤を用いた従来構造のプローブに比べ、音響焦点を遠方にシフトでき、深達度が上がる。即ち、超音波反射面 215 は曲面を持っているために超音波ビームが拡がり、大きなレンズ効果を持った音響結合剤が存在していても遠方に集束することになる。このビームが拡がるのが、深達度を上げる結果となり、好都合である。

【0184】

図 21 は超音波ビーム伝播方向変換ロッド 208 の底面に配した超音波振動子の平面図を示し、図 22 は図 21 における超音波振動子エレメントの詳細な構成例を示し、図 23 は図 22 の C - C' 線断面に相当する断面図を示している。

【0185】

図 22 において、静電容量型超音波振動子エレメント 221 を詳しく見ると、静電容量型超音波振動子エレメント 221 は沢山の静電容量型超音波振動子セル 220 の集まりである。静電容量型超音波振動子エレメント 221 には、横方向に複数（図では 4 つ）の静電容量型超音波振動子セル 220 が集まった静電容量型超音波振動子サブエレメント 222 がある。従って、その静電容量型超音波振動子サブエレメント 222 が幾つか集まって静電容量型超音波振動子エレメント 221 という 1 つの単位を構成している。

【0186】

図 23 はその静電容量型超音波振動子サブエレメント 222 の断面を C - C' 線という切り口で見たものであり、静電容量型超音波振動子セル 220 が 4 つ並んでいる。

【0187】

図 23 において、符号 220 は静電容量型超音波振動子セル、223 はシリコン基板、224 はキャピティ内の第 1 のメンブレン、225 は電極（信号用）、226, 227 はキャピティ、228 は第 2 のメンブレン、229 は接地（グランド）、230 はケーブル、231 は超音波、351 は電極（接地用）である。なお、キャピティ 226, 227 内

10

20

30

40

50

には空気が入っている。

【0188】

四角形の点線枠は静電容量型超音波振動子セル220であって、4つのセル220が並んでいる。これら4つのセル220それぞれのキャビティ227を2分割するように(4つのキャビティ共通ではなく)個々に内部メンブレン224の膜が入っている。内部メンブレン224の片側に電極225が形成されており、キャビティ227, 226を区別している。つまり、キャビティ内メンブレン224を境にしてキャビティが分断されて2つのサブキャビティ227, 226となっている。もう1つのメンブレン228はキャビティの中に形成された膜ではなく、外部メンブレンである。内部メンブレン224, 外部メンブレン228とも、シリコン半導体プロセスによって作成される膜である。

10

【0189】

静電容量(コンデンサ)を構成する部分は、外部メンブレン228の上に乗った電極351と内部メンブレン(キャビティ内メンブレン)224の上に配置した電極225との間に電圧を印加して、その両電極間に静電引力を発生させる。超音波231はその2つの電極225, 351だけから発生する。超音波231を発生はするが、基本的には伝播媒体は空気である。空気の音響インピーダンスは非常に小さい。それに対してロッド208の音響インピーダンスは非常に高い。つまり、非常に音響インピーダンスの高いロッド208と音響的なマッチングをとらなければならない。キャビティ226とロッド208との間に音響インピーダンスを少しずつ変えていくような音響整合手段を形成することが必要である。

20

【0190】

図24は、キャビティ226とロッド208との間に設けた音響整合手段の一例を示す図である。キャビティ226とロッド208との間の、ロッド208の底面に近い位置に音響整合層316を設けた構成としている。換言すれば、キャビティ226のロッド208に近い側に音響整合層316を形成している。このような音響整合層としては、音響インピーダンスを少しずつ変えていくような一層以上の音響整合層を設けてもよいことは勿論である。

【0191】

次に、上記の音響整合層316の形成をも含めた、超音波プローブ先端部における静電容量型超音波振動子の製造方法を、図25A~図25Jを参照して説明する。

30

【0192】

図25A~図25Jに示す製造方法において、符号208は超音波ビーム伝播方向変換ロッド、223はシリコン基板、224はメンブレン膜、225は下部電極(信号電極)、226はキャビティ、227はキャビティ、316は音響整合層、317は別体支持部、322はエッチング部、324はインターコネクティブホール、325は絶縁膜、326はコンタクトパッド(共通接地電極(351)用)、327はコンタクトパッド(信号電極(225)用)、328はメンブレン支持部、329は犠牲層、331は犠牲層除去孔、333は孔遮蔽膜つきメンブレン、351は上部電極(共通接地電極)、である。

【0193】

図25A~図25Jに示す製造方法は、図25A~図25Cに示すロッド208側の製造工程と、図25D~図25Jに示す静電容量型超音波振動子側の製造工程の2つの製造工程の組み合わせとなっている。

40

【0194】

図25A~図25Jにおいて、ロッド208側の製造工程は、図25A(ロッド底面のエッチング)、図25B(音響整合層形成)、図25C(静電容量型超音波振動子との接合)、の順に製造工程が進行する。

【0195】

一方、静電容量型超音波振動子側の製造工程は、図25D(シリコン基板エッチング・下部電極形成)、図25E(犠牲層形成)、図25F(メンブレン層形成)、図25G(犠牲層除去孔形成)、図25H(犠牲層除去)、図25I(孔遮蔽膜形成)、図25J(

50



上部電極形成)、の順に製造工程が進行する。

【0196】

ロッド208側の製造工程における図25Cの静電容量型超音波振動子との接合では、ロッド208側の製造工程での図25Bの音響整合層形成がなされたロッド208に対して、静電容量型超音波振動子側の製造工程における図25Jの上部電極形成後の、静電容量型超音波振動子が形成されたシリコン基板223を接合している。なお、図25A~図25Jの例では、信号電極225と接地電極351の位置関係は図23及び図24の場合とは反対の構成例を示している。

【0197】

図26は本発明の第3の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面形状の他の例を示している。符号232は錐曲面、233は集束超音波ビーム、234は超音波ビーム回転軸、235は超音波ビーム回転面である。

【0198】

図26に示すロッド部分の断面形状の特徴は、円錐状の部分が直線的ではなくて曲線的な形状となっていることである。つまり、円錐状の部分がラッパ状に曲面に形成されている。このように曲面を持たせると、図16のように超音波振動子と超音波伝播媒体であるロッドとが、水などの液状音響結合媒体とともにシース内に格納された状態では、液状音響結合媒体によるレンズ効果で超音波ビームを挿入軸方向と直交する方向に集束できる。すなわち、焦点を結ばせる手段として錐曲面232を設けている。

【0199】

図27は本発明の第3の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面形状のもう1つの他の例を示している。符号236は音響レンズ、237は集束超音波ビーム、238はレンズ中心軸である。

【0200】

図27に示すものは、超音波ビームを集束する手段として、ロッド208の先端側外周に音響レンズ236を配設したものである。

【0201】

図28は本発明の第3の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面構造の変形例を示している。図29は図28の光ファイバー239の拡大断面図である。これらの図において、符号239は光ファイバー、240は光照射、241は光漏洩処理部、242は拡散光である。

【0202】

図28において、肉厚の円筒状のロッド208は挿入軸部分が中空になっているので、その円筒の内径部に例えば光ファイバー239を配置し、光ファイバー239の先端で光を送出し、また被写体からの光を受光することで光学像を観察する。これは、内視鏡の鉗子孔を使って体内の超音波診断をする場合とは異なり、内視鏡を用いない超音波診断システムの場合には、内視鏡の代わりになるように光学的に観察するものが必要になるためである。

【0203】

光ファイバー239は、図29に示すように複数本のファイバを束ねたファイババンドルになっているが、ファイババンドルのうちの外周側の何本かはライトガイドの部分(光照射用の部分)239aであり、残りの中心側の何本かはイメージガイドの部分(光学像観察用の部分)239bとして用いる構成となっている。つまり、ファイババンドルを同心円状にバンドルし、外側のバンドル239aが光を照射し、内側のバンドル239bで光を受けて観察することになる。

【0204】

光ファイバー239の先端部分にある光漏洩処理部241は、バンドル外周部分が光を外周辺に拡散できるように多数の凹凸のある(所謂ザラザラな)外面に形成してあって、ライトガイド用のファイバから光が外周面側にもしみ出すように構成している。従って、光ファイバー239からは光照射240のように前方だけでなく、挿入軸と略直交する横

10

20

30

40

50

方向にも拡散光 2 4 2 が出射され、ロッド 2 0 8 の超音波反射面 2 1 5 の外面で反射させて略前方方向に拡散照射することができる。

【 0 2 0 5 】

図 3 0 は本発明の第 3 の実施例に係る超音波プローブのロッド部分の断面構造の他の変形例を示している。符号 2 3 6 は音響レンズ、2 3 7 は集束超音波ビーム、2 3 8 はレンズ中心軸、2 4 3 は制御回路である。図 2 7 の構成に、制御回路 2 4 3 を付加した構成を示している。

【 0 2 0 6 】

図 3 0 では、円筒上のロッド 2 0 8 の中空孔 2 1 6 の内部に制御回路 2 4 3 を配置した構成としたものである。これは、スペースを有効に利用し、かつ IC 技術を使って小型の制御回路を配置するものである。制御回路 2 4 3 としては超音波振動子 2 1 1 の制御回路などであり、このように構成することにより超音波振動子 2 1 1 の近傍に沢山の信号処理回路をまとめて配設することができる。制御回路としては、図 3 1 或いは図 3 4 に示すような各種の回路がある。

【 0 2 0 7 】

図 3 1 は本発明の第 3 の実施例に係る、送受信兼用型の静電容量型超音波プローブ装置のブロック図を示している。また、図 3 2 は図 3 1 における静電容量型超音波振動子エレメントの駆動パルス信号波形の一例を示している。

【 0 2 0 8 】

これらの図において、符号 4 4 は静電容量型超音波振動子エレメント、2 4 5 , 2 4 6 は DC バイアス電源、2 4 7 は送受切り替えスイッチ、2 4 8 は振動子エレメント駆動用の RF パルス信号、2 4 9 は RF パルス信号の入力端子、2 5 0 は受信信号、2 5 1 は受信信号の出力端子、2 5 2 は RF パルス信号と DC バイアス信号との加算器、2 5 3 は加算命令信号、2 5 4 はパワーアンプ、2 5 5 はチャージアンプ、3 0 1 , 3 0 2 は直流阻止コンデンサ、2 5 6 は振動子エレメント駆動信号波形、2 5 7 はバースト波である RF パルス信号成分、t r f は RF パルス信号期間、2 5 8 は DC バイアス信号、V b i a s は DC バイアス電圧、t b i a s は DC バイアス信号期間、2 6 0 は DC バイアス信号の立ち上がり部、2 6 1 は DC バイアス信号の立ち下がり部を、それぞれ示している。

【 0 2 0 9 】

図 3 1 では、静電容量型超音波振動子エレメントの単位で超音波の送信及び受信時に駆動信号を入力し、超音波を送信及び受信するもので、基本的に DC 電圧と超音波を出力するための RF 電圧とを加算した駆動信号が必要となる。

【 0 2 1 0 】

入力端子 2 4 9 に RF パルス信号 2 4 8 を入力し、直流阻止コンデンサ 3 0 1 で直流成分を除去した後、加算器 2 5 2 にて DC バイアス電源 2 4 5 からの一定周期の DC バイアス信号と加算させると、図 3 2 のような駆動パルス信号が得られる。

【 0 2 1 1 】

RF パルス信号 2 4 8 、及び DC バイアス電源 2 4 5 からの DC バイアス信号は、低電圧の信号であって、加算器 2 5 2 で加算された後の定電圧の駆動パルス信号はパワーアンプ 2 5 4 で増幅されて高電圧の駆動パルス信号となって静電容量型超音波振動子エレメント 2 4 4 に印加され、該静電容量型超音波振動子エレメント 2 4 4 を駆動し、超音波を生成する。

【 0 2 1 2 】

送受切り替えスイッチ 2 4 7 は、一種の方向性結合器であって、超音波を送信する場合は、入力端子 2 4 9 から入ってきた RF パルス信号と DC バイアス信号の加算信号を増幅した高電圧の駆動パルス信号を静電容量型超音波振動子エレメント 2 4 4 に印加することによって、超音波を送信し、超音波を受信する場合は、スイッチ 2 4 7 の切替えによって受信用に切り替えられて、診断対象物から反射してくる超音波を受信し、受信した静電容量型超音波振動子エレメント 2 4 4 からのエコー信号がチャージアンプ 2 5 5 で増幅され、直流阻止コンデンサ 3 0 2 で直流成分が除去された後、受信信号 2 5 0 として出力端子

10

20

30

40

50

251から出力される。

【0213】

チャージアンプ255の機能は、静電容量型超音波振動子エレメント244の出力として電荷の信号が出力されるので、その電荷を受けて電圧信号に変換する機能と、その電圧信号を高い電圧に増幅する機能と、静電容量型超音波振動子エレメント244の出力インピーダンスは非常に高いインピーダンスを有しているので、静電容量型超音波振動子エレメント244の出力を後段の回路系にマッチングするように低インピーダンスの信号に変換する機能と、の3つの機能がある。インピーダンス変換機能については、出力端子251には通常、長いケーブルが接続し、長いケーブルはインピーダンスが低く例えば50程度のインピーダンスである。従って、この低いインピーダンスのケーブルと整合しないと、ロスが大きくなったり反射が大きくなってノイズが多くなる。そこで、このようなロスやノイズが生じないようにするために、出来るだけ振動子エレメントの近傍で高いインピーダンスを低いインピーダンスに変換することが必要になる。

10

【0214】

なお、図32において、DCバイアス信号258の立ち上がり部260と立ち下がり部261とがなだらかな曲線を描くようになっている。これは、静電容量型超音波振動子エレメント244に実際に印加されるDCバイアス信号は高電圧であるため、その立ち上がり部及び立ち下がり部が急峻であると、静電容量型超音波振動子エレメント244の劣化を早めることになるので、これを防止するためである。図32では、DCバイアス信号258に加算されるRFパルス信号257はバースト波を形成しているが、RFパルス信号257としては図33に示すようなスパイク波259であってもよい。図33のようなスパイク波259をRFパルス信号として用いた場合にも、DCバイアス電圧Vbiasを調整することにより、受信されるエコー信号に関して、DCバイアス電圧に依存した振幅特性、及び、周波数分布特性即ちスペクトル特性を得ることができる。

20

【0215】

図34は、送受信兼用タイプの静電容量型超音波振動子アレイを用いて構成される、静電容量型超音波プローブ装置のブロック図を示している。なお、図34では、受信側のDCバイアス電源を無くした構成を示している。これは、静電容量型超音波振動子について、本出願人が実験をした結果、受信用DCバイアス電源によって供給する受信時のDCバイアス電圧がなくても診断対象物にて反射してくる超音波を正常に受信できることを確認しているためである。

30

【0216】

図34において、符号470は静電容量型超音波プローブ装置である。符号427は複数の送受信兼用タイプの静電容量型超音波振動子エレメント425を並べて構成される静電容量型超音波振動子アレイであり、各静電容量型超音波振動子エレメント425については、片側の端子はグラウンド443に接地され、もう一方の片側の端子は、送受切り替えスイッチアレイ426を構成する各送受切り替え回路436の振動子端子aに接続している。送受切り替え回路436は、静電容量型超音波振動子エレメント425に接続する振動子端子aと、送信側回路に接続する送信側端子bと、受信側回路に接続する受信側端子cとを備えて構成されている。

40

【0217】

静電容量型超音波振動子エレメント425は、例えば、超音波ビームを体腔内挿入軸の回りに走査するラジアル走査型のアレイ型振動子である。送受切り替えスイッチアレイ426を構成する複数の送受切り替え回路436は、送受切り替え制御信号439によって送受信が切り替えられる。

【0218】

符号428は送信順次切り替えスイッチ、429は複数の駆動信号発生器を並べて構成される駆動回路アレイ、430はDCバイアス電圧を供給する手段である送信用DCバイアス発生回路、431はRFパルス発生回路である。

【0219】

50

R F パルス発生回路 4 3 1 は、1 0 V 以下の低い振幅レベルを有する R F パルス信号を生成する機能を有する。この R F パルス信号は周波数が 1 k H z ~ 1 0 k H z であり、マイクロプロセッサなどで構成される制御回路 4 7 3 の制御に基づいて周波数、パルス幅及び繰り返し時間の情報を持って生成されている。

【 0 2 2 0 】

送信順次切り替えスイッチ 4 2 8 は、静電容量型超音波振動子アレイ 4 2 7 を構成する複数の静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 に対応したチャンネルを順次一つずつ選択する機能を有する。即ち、R F パルス発生回路 4 3 1 からの R F パルス信号を入力し、前記制御回路 4 7 3 の制御によって順次切り替えタイミングを決め、高速で順次切り替えを行う。スイッチ切り替え手順 a , b , c ... n , a , b , c ... n というように 1 つ 1 つ順序正しく切替わってゆく機能を有する。そして、R F パルス信号を各振動子エレメント対応の各チャンネルに出力する。

10

【 0 2 2 1 】

D C バイアス発生回路 4 3 0 は、一定の周期ごとに 1 0 V 以下の低い電圧レベルを有する所定のパルス幅を備えた D C パルス信号を生成する機能を有する。D C バイアス発生回路 4 3 0 は、制御回路 4 7 3 の制御に基づいて、送信順次切り替えスイッチ 4 2 8 から出力される各 R F パルス信号の切替タイミングに合わせて D C バイアス信号、即ち D C パルス信号を生成して、駆動回路アレイ 4 2 9 に供給する。すなわち、D C バイアス発生回路 4 3 0 からは、駆動回路アレイ 4 2 9 を構成する振動子エレメントの数に対応した複数の駆動信号発生回路に対応して図示しない複数の出力線が出ており、送信 R F パルス信号の切替タイミングに合った D C パルス信号が順次生成されて、複数の駆動信号発生回路に順次供給されるようになっている。

20

【 0 2 2 2 】

駆動回路アレイ 4 2 9 は、複数の駆動信号発生回路で構成され、各駆動信号発生回路は、D C バイアス発生回路 4 3 0 からの各チャンネルに合った遅延を持った低電圧の D C パルス信号と送信順次切り替えスイッチ 4 2 8 の各スイッチ回路から出力される低電圧の R F パルス信号とを加算して低電圧の駆動パルス信号を生成した後、該駆動パルス信号を増幅して 1 5 0 V ~ 2 0 0 V の高電圧の超音波振動子エレメント駆動用の駆動パルス信号を生成して、送受切り替えスイッチアレイ 4 2 6 の各送受切り替え回路 4 3 6 の送信側端子 b に供給するようになっている。

30

【 0 2 2 3 】

送受切り替えスイッチアレイ 4 2 6 の各送受切り替え回路 4 3 6 は、送信時に駆動回路アレイ 4 2 9 の各駆動信号発生回路からの駆動パルス信号を入力する送信側端子 b と、受信時に静電容量型超音波振動子アレイ 4 2 7 の各静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 からのパルスエコー信号を出力する受信側端子 c と、送信時又は受信時に送信側端子 b 又は受信側端子 c に切り替えられたときに、静電容量型超音波振動子アレイ 4 2 7 の各静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 に対する信号の入力又は出力を行なうための共通端子 a と、を備えている。

【 0 2 2 4 】

送受切り替えスイッチアレイ 4 2 6 を構成する複数の送受切り替え回路 4 3 6 はそれぞれ静電容量型超音波振動子アレイ 4 2 7 を構成する複数の静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 に一対一に対応している。複数の送受切り替え回路 4 3 6 でそれぞれの送信タイミングになっているときにそれぞれに対応した静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 に超音波振動子エレメント駆動用の前記高電圧の駆動パルス信号を送って、超音波を発生させる。

40

【 0 2 2 5 】

静電容量型超音波振動子アレイ 4 2 7 の各静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 から送信された超音波に対して生体組織からエコー信号が戻ってくる。そのエコー信号を受信タイミングに従って静電容量型超音波振動子アレイ 4 2 7 の各静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 で受信して、チャージアンプアレイ 4 3 2 を構成する各チャージアンプ

50

に送り、前置増幅する。

【0226】

このチャージアンプアレイ432は、チャージアンプ前段の高インピーダンスの静電容量型超音波振動子エレメント425とチャージアンプ後段の低インピーダンスの回路系とをインピーダンスマッチングするためのインピーダンス変換機能と、静電容量型超音波振動子エレメント425からの微小信号を電圧増幅する増幅機能とを有するものである。すなわち、静電容量型超音波振動子エレメント425は非常に高い出力インピーダンスを有しているので、その振動子エレメントエコー出力信号を、入力インピーダンスの高いプリアンプとして動作するチャージアンプアレイ432の各チャージアンプに送って増幅する。また、エコー信号として戻ってくる超音波信号は非常の微弱であり、静電容量型超音波振動子エレメント425からの出力エコー信号も電圧に変換した場合、0.5V～0.005V位の小さなものであり、チャージアンプアレイ432では例えば100～1000倍に電圧増幅することが必要となる。

10

【0227】

チャージアンプアレイ432の出力信号は、フィルタアレイ433に送られ、RFノイズを含む各種のノイズ成分が除去された後、A/D変換器434に送られてデジタル信号に変換され、次段の受信順次切り替えスイッチ435に送られる。受信順次切り替えスイッチ435は一定の速度で順次一つずつ切替わるスイッチで構成されている。

【0228】

図34では、複数の静電容量型超音波振動子エレメント425が並んだ静電容量型超音波振動子アレイ427を使用しているので、多数の静電容量型超音波振動子エレメント425で個別のエコー信号が受信できるが、それら受信した多数のエコー信号を一まとめにするために受信順次切り替えスイッチ435を用いている。

20

【0229】

受信順次切り替えスイッチ435は、静電容量型超音波振動子アレイ427を構成する複数の静電容量型超音波振動子エレメント425に対応したチャンネルを順次一つずつ選択する機能を有する。即ち、A/D変換器434からのデジタル信号を入力し、前記制御回路473の制御によって順次切り替えタイミングを決め、高速で順次切り替えを行う。スイッチ切り替え手順a, b, c...n, a, b, c...nというように1つ1つ順序正しく切替わってゆく機能を有する。この切り替えタイミングによって各振動子エレメント対応の各チャンネルからのエコー信号を受信することができる。

30

【0230】

受信順次切り替えスイッチ435の順次切り替えによって得られる受信信号442は、高調波信号処理回路としての位相反転合成回路477に入力される。位相反転合成回路477は、後述の図36で説明する第2高調波抽出技術を用いて、受信信号中の第2高調波信号を抽出し、ハーモニクイメージング診断用の信号を生成する。

【0231】

なお、静電容量型超音波振動子エレメント425から生体組織に対して送信する超音波パルス信号は周波数 $f_0$ の基本波のみから成る信号であるが、基本波 $f_0$ が生体組織を伝播するときに、生体組織の非線形性によって高調波を発生する。この高調波が反射信号であるエコー信号の中に入って戻り、静電容量型超音波振動子エレメント425で受信される。反射されるエコー信号の中から、位相反転合成回路477にて第2高調波信号を抽出することになる。

40

【0232】

そして、デジタルスキャンコンバータ(図ではDSCと略記)478では、ハーモニクイメージング診断用の信号を使って映像化しモニタ479に表示することで、超音波診断を行うことができる。

【0233】

制御回路473は、RFパルス発生回路431のRFパルス発生制御、DCバイアス発生回路430、順次切り替えスイッチ428及び受信順次切り替えスイッチ435の遅延

50

制御、駆動回路アレイ 4 2 9 , チャージアンブアレイ 4 3 2 , フィルタアレイ 4 3 3 , 位相反転合成回路 4 7 7 , デジタルスキャンコンバータ 4 7 8 の制御のほかに、送受切り替え制御信号 4 3 9 にて、送受切り替えスイッチアレイ 4 2 6 を構成する複数の送受切り替え回路 4 3 6 における送信用振動子エレメント及び受信信用振動子エレメントの選択制御をも行なう。

#### 【 0 2 3 4 】

次に、図 3 5 を参照して図 3 4 の静電容量型超音波振動子アレイの動作を説明する。

#### 【 0 2 3 5 】

図 3 5 の上段は、駆動回路アレイ 4 2 9 を制御するために、制御回路 4 7 3 で生成される制御パルス信号 4 4 5 の波形を示している。図 3 5 の下段は駆動回路アレイ 4 2 9 の各駆動信号発生回路の内部で生成される、低電圧状態の超音波振動子エレメント駆動パルス信号 4 4 6 ( この符号 4 4 6 については図示していない ) の波形を示している。

#### 【 0 2 3 6 】

図 3 5 の上段の制御パルス信号 4 4 5 の制御によって、駆動回路アレイ 4 2 9 の各駆動信号発生回路では、順次切り替えスイッチ 4 2 8 の順次切り替えによって得られる低電圧の R F パルス信号と D C バイアス発生回路 4 3 0 からの R F パルス信号のタイミングに合った低電圧の D C パルス信号とを加算して図 3 5 の下段に示す低電圧の駆動パルス信号 4 4 6 を生成した後、該駆動パルス信号 4 4 6 を増幅して高電圧の超音波振動子エレメント駆動用の駆動パルス信号 4 4 7 を生成して、送受切り替えスイッチアレイ 4 2 6 の各送受切り替え回路 4 3 6 の送信側端子 b に供給する。

#### 【 0 2 3 7 】

図 3 5 の上段で、符号 5 8 1 は + D C バイアス起動タイミングパルス、5 8 2 は R F 信号発生タイミングパルス、5 8 3 は + D C バイアス停止タイミングパルス、5 8 4 は - D C バイアス起動タイミングパルス、5 8 5 は R F 信号発生タイミングパルス、5 8 6 は - D C バイアス停止タイミングパルス、 $V_{rf}$  は R F パルス信号発生期間  $t_{rf}$  を指定するための R F パルス信号電圧、 $V_{dc+}$  は + D C バイアス起動 / 停止パルス電圧、 $V_{dc-}$  は - D C バイアス起動 / 停止パルス電圧、をそれぞれ示している。

#### 【 0 2 3 8 】

図 3 5 の下段で、符号 4 5 1 は + D C パルス信号、4 5 2 は - D C パルス信号、4 6 1 , 4 6 2 は R F パルス信号、 $t_{rf}$  は R F パルス信号発生期間、 $t_{bias}$  は D C バイアス信号発生期間、 $V_{dc+}$  は + D C バイアス起動 / 停止パルス電圧、 $V_{dc-}$  は - D C バイアス起動 / 停止パルス電圧、 $V_{bias+}$  は + D C バイアス電圧、 $V_{bias-}$  は - D C バイアス電圧、をそれぞれ示している。

#### 【 0 2 3 9 】

図 3 5 の上段に示す制御パルス信号 4 4 5 における正電圧パルス 5 8 2 , 5 8 5 のパルス幅  $t_{rf}$  は図 3 5 の下段の R F パルス信号 4 6 1 , 4 6 2 を出力している期間を指定するものである。図 3 5 の上段の負電圧パルス 5 8 1 , 5 8 3 は図 3 5 の下段の正の D C バイアス電圧  $V_{bias+}$  の印加開始と停止のタイミングを指定し、図 3 5 の上段の負電圧パルス 5 8 4 , 5 8 6 は図 3 5 の下段の負の D C バイアス電圧  $V_{bias-}$  の印加開始と停止のタイミングを指定するものであり、これらの負電圧パルス 5 8 1 , 5 8 3 , 5 8 4 , 5 8 6 は R F 信号出力期間に対応したパルス 5 8 2 , 5 8 5 とはパルス極性を逆にしてある。また、図 3 5 の上段における電圧値の大きさの差異 ( $V_{dc+}$  と  $V_{dc-}$  ) によって、図 3 5 の下段に示す D C バイアス電圧  $V_{bias+}$  ,  $V_{bias-}$  の極性の違いを指定している。

#### 【 0 2 4 0 】

図 3 5 の下段の信号波形に基づいて超音波振動子エレメント 4 2 5 を駆動すると位相の反転した超音波信号が送信される。パルスの最初のピークを見ると、先行したパルスでは、 $V_{bias+} + V_{op}$  ( = 振幅の最大値 ) となり、後続パルスでは  $V_{bias-} + V_{op}$  ( = 振幅の最小値 ) となり位相が反転することになる。ただし、 $V_{op}$  は R F パルス信号 6 1 , 6 2 の振幅を表している。

## 【 0 2 4 1 】

駆動回路アレイ 4 2 9 の各駆動信号発生回路は、D C パルス信号 4 5 1 , 4 5 2 に R F パルス信号 4 6 1 , 4 6 2 を重畳した駆動パルス信号 4 4 6 を生成する機能を有しており、一方の極性、例えば正極性の D C パルス信号 4 5 1 に R F パルス信号 4 6 1 を重畳させた第 1 の重畳パルス信号と、第 1 の重畳パルス信号形成時に用いた D C パルス信号とは逆極性、例えば負極性の D C パルス信号 4 5 2 に、第 1 の重畳パルス信号形成時に用いた R F パルス信号 4 6 1 と振幅、周波数及び極性が同じである同形の R F パルス信号 4 6 2 を重畳させた第 2 の重畳パルス信号とが、所定の時間間隔で連なるように組み合わせられたダブルパルス信号を生成し、図 3 5 の下段に示すような低電圧の超音波振動子エレメント駆動パルス信号 4 4 6 を生成する。

10

## 【 0 2 4 2 】

駆動回路アレイ 4 2 9 の各駆動信号発生回路から各送受切り替え回路 4 3 6 を通して各静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 へ、ダブルパルス信号波形を持った超音波振動子エレメント駆動パルス信号 4 4 6 を増幅した高電圧信号 4 4 7 が印加されると、各静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 より出力される超音波信号は、前記ダブルパルス信号のうちの最初の R F パルス信号に対応した超音波信号と後の R F パルス信号に対応した超音波信号とでは、例えばモデル的に 2 波数で示すと前述した図 1 4 A のパルス A , B に示すように位相が反転した関係になる。そして、このように位相が反転したパルスを連結させたダブルパルス信号を生体組織に送信すると、生体組織の非線形性の影響で高調波が基本波超音波に重畳する。この場合、基本波の応答は 1 次即ち 1 乗、また第 2 高調波の応答は 2 乗になる。2 乗とは、負の成分も正になることを意味する。基本波は 1 乗だから正は正、負は負のままである。従って、各静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 で受信される超音波信号の基本波成分は図 1 4 B の上段に示すように図 1 4 A の送信超音波信号と同様になるが、受信超音波信号の第 2 高調波成分は図 1 4 B の下段のように正の成分のみとなる。

20

## 【 0 2 4 3 】

従って、受信側の回路系で、受信超音波信号におけるダブルパルスを構成するパルス A とパルス B の時間差  $t_d$  を 0 にしてそれらの和をとると、基本波成分については正成分と負成分の加算によって基本波成分は無くなり、第 2 の高調波成分については正成分と正成分の加算により第 2 の高調波成分は倍加する。つまり、第 2 の高調波成分だけ抽出できる。これが、静電容量型超音波振動子における、ハーモニックイメージング技術の高調波成分抽出技術である。このような高調波成分抽出技術によって、基本波成分の音圧に対し、10 ~ 20 dB 小さな音圧を持つ高調波成分を両者混在した受信信号から分離抽出することができる。

30

## 【 0 2 4 4 】

例えば、前述した位相反転合成回路 4 7 7 において、時間差  $t_d$  を 0 にする手段として、最初のパルス A を一時的にメモリに保存し、後続するパルス B が到達した時点で和をとる。この様に、一对の、位相が反転したパルスを連結させたダブルパルスを生体組織に印加し、基本波（厳密には奇数次すべて）の応答は 1 次即ち 1 乗、また第 2 高調波（厳密には偶数次全て）の応答は負の信号がなくなり、したがって位相を揃えて両パルスを加算すると基本波（厳密には奇数次すべて）成分は消滅し、第 2 高調波（厳密には偶数次全て）のみが残る。

40

## 【 0 2 4 5 】

なお、実際の超音波診断では、高調波のほかに基本波も観察しなくてはならない。基本波については、従来から行われている別の手段で抽出することになる。そして、最終的に両者の抽出画像を加算して超音波画像にする。

## 【 0 2 4 6 】

ところで、図 3 5 の下段に示した超音波振動子エレメント駆動パルス信号の D C バイアス電圧である D C パルス信号は、そのパルスの立ち上がり、立ち下がりが殆ど垂直である。このように急峻に高い D C バイアス電圧（100 V 位）を超音波振動子に断続的に印加

50

すると、静電容量型の超音波振動子が劣化し易く、振動子としての寿命が短くなる可能性がある。従って、DCパルス信号451, 452の立ち上がり部、立ち下がり部についても、図32に示したようにそれらの立ち上がり部、立ち下がり部を鈍らせてなだらかな傾斜にすることにより、急峻に高電圧が超音波振動子に加わるのを防ぐようにしてもよい。

【0247】

以上述べた本発明の第3の実施例によれば、静電容量型超音波振動子を用いて、動作実効電圧が低く、体腔内で使用でき、しかもハーモニックイメージング診断に利用できる静電容量型超音波プローブ装置を実現することが可能となる。

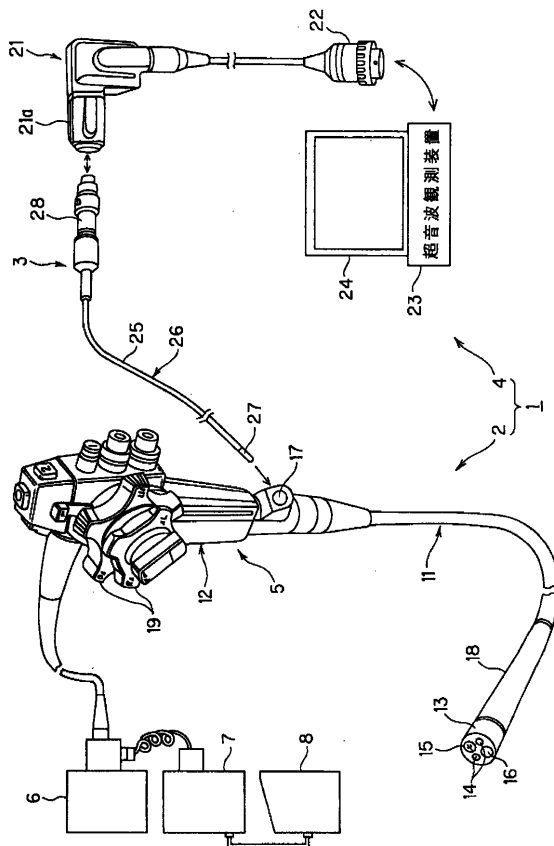
【産業上の利用可能性】

【0248】

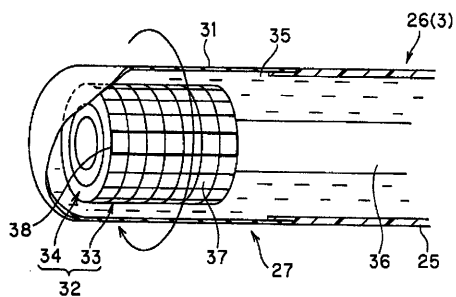
本発明は、静電容量型超音波プローブ装置及びこれを用いた超音波診断装置のほか、電子内視鏡装置と超音波診断装置を組み合わせる内視鏡画像と超音波画像とを同時的に得るようにした超音波内視鏡診断装置にも応用できることは勿論である。

10

【図1】

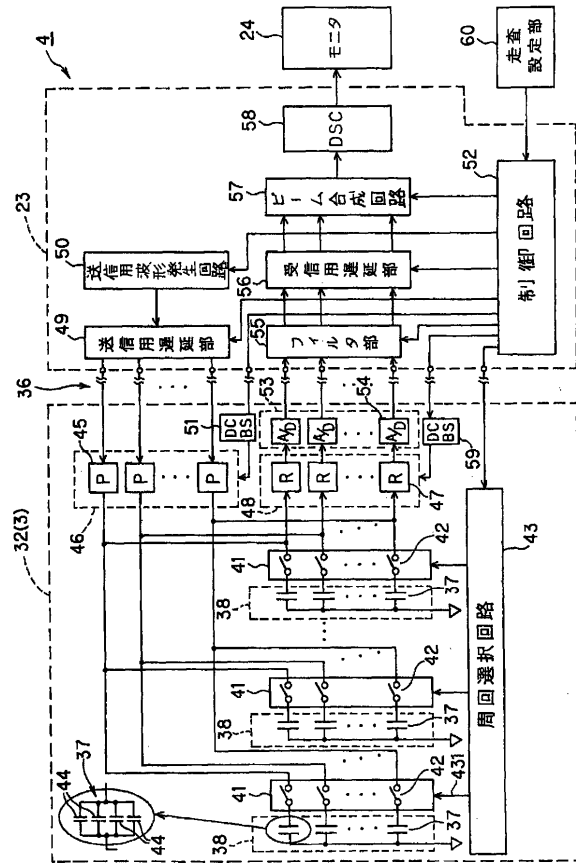


【図2】

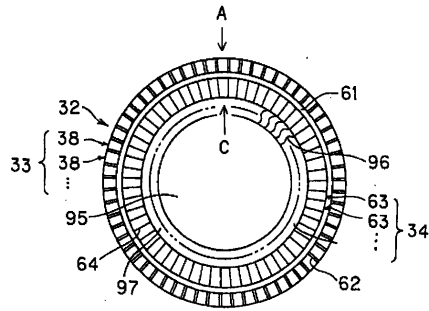




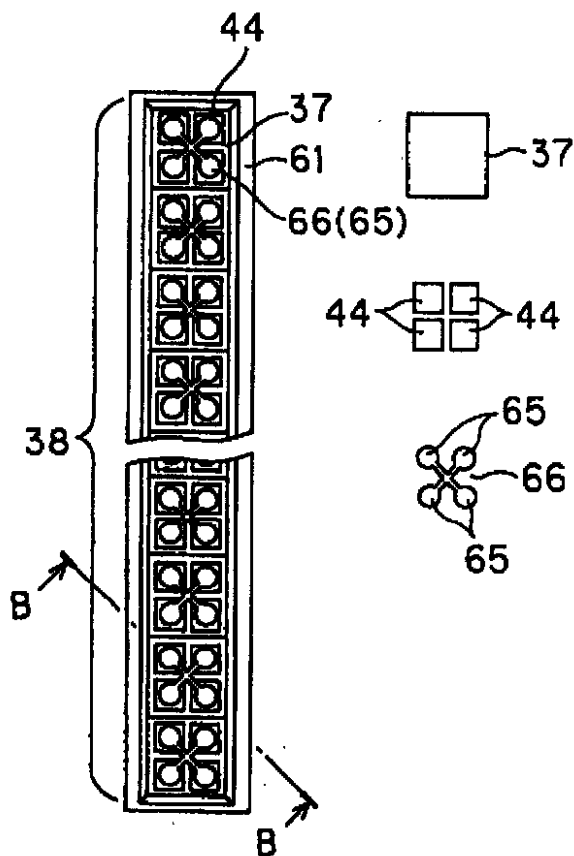
【図 3】



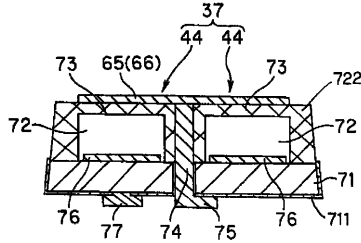
【図 4】



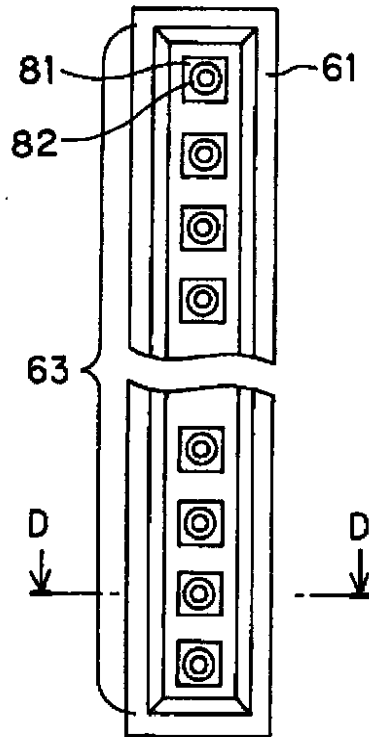
【図 5】



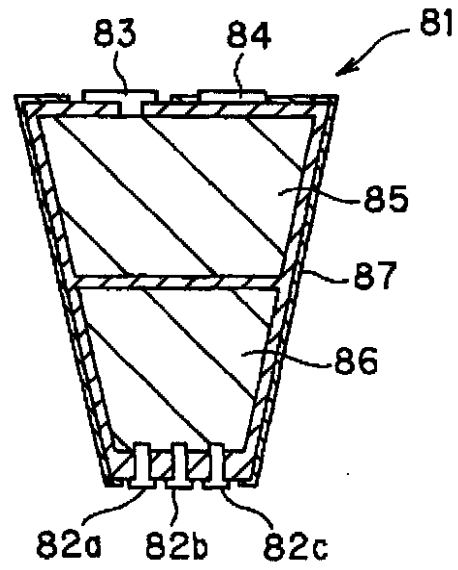
【図 6】



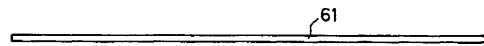
【図 7】



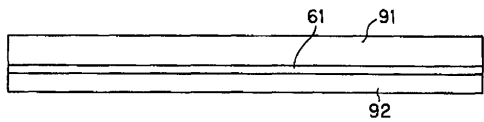
【図 8】



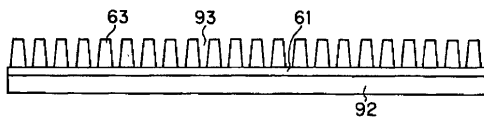
【図 9 A】



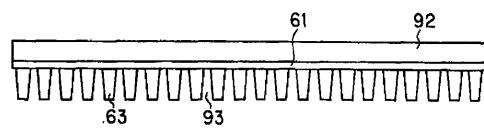
【図 9 B】



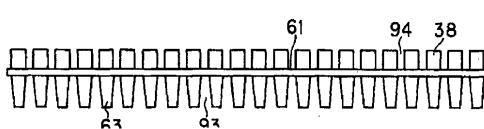
【図 9 C】



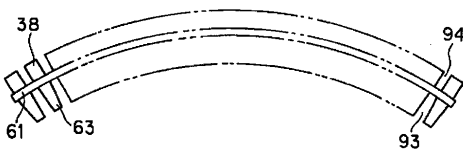
【図 9 D】



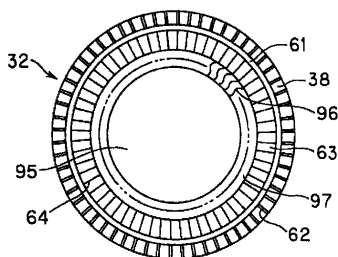
【図 9 E】



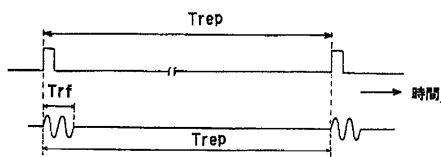
【図 9 F】



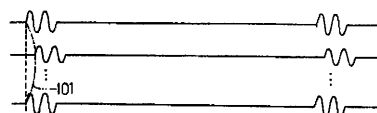
【図 9 G】



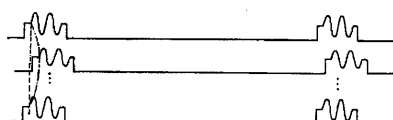
【図 10 A】



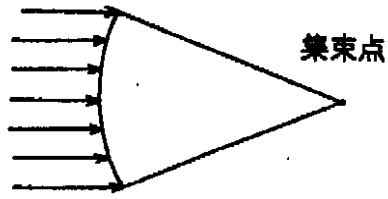
【図 10 B】



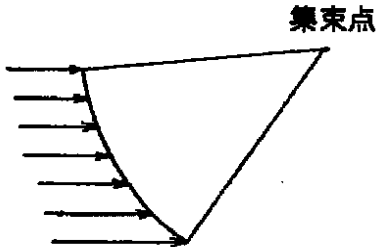
【図 10 C】



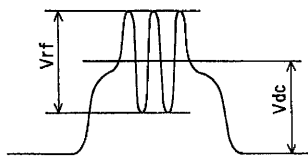
【図10D】



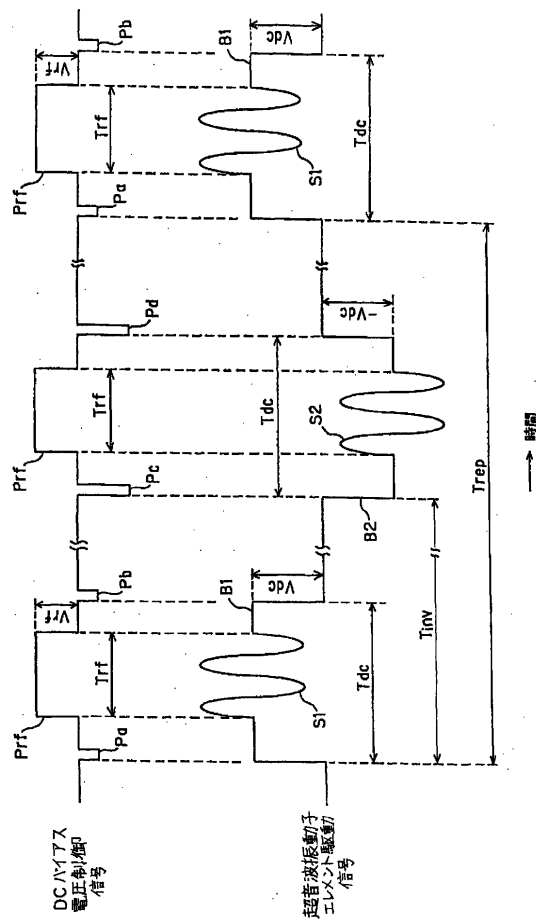
【図10E】



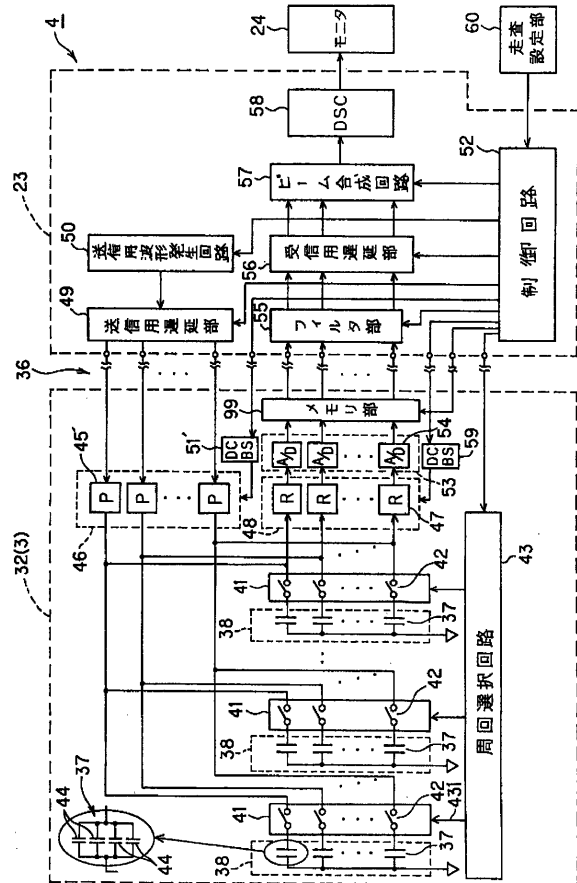
【図11】



【図13】

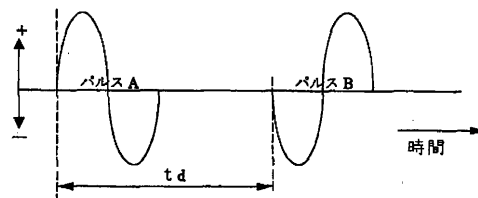


【図12】



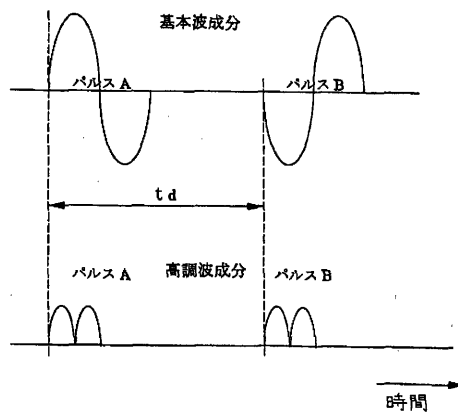
【図14A】

駆動信号(送信信号も同波形)

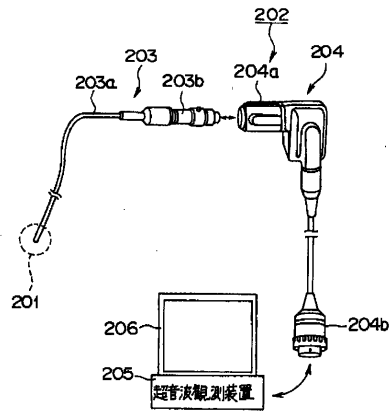


【図14B】

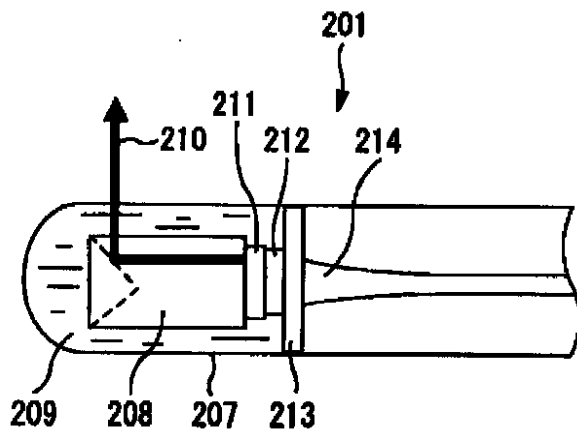
受信信号



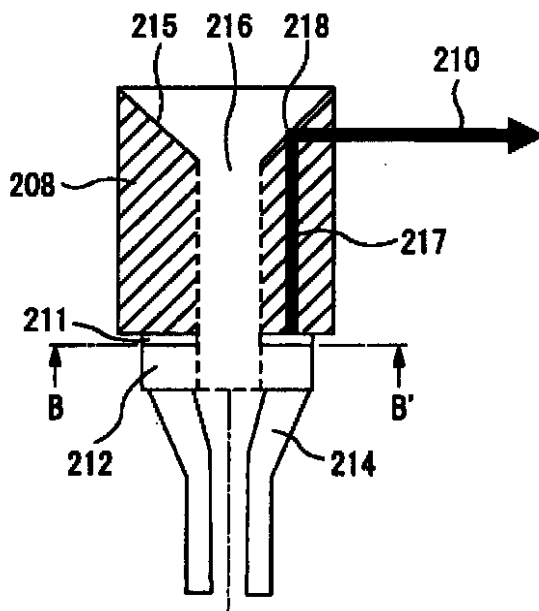
【図15】



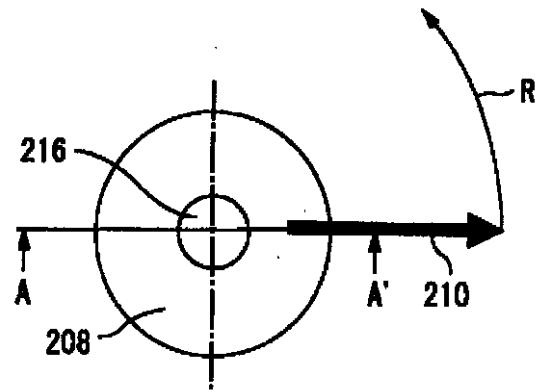
【図16】



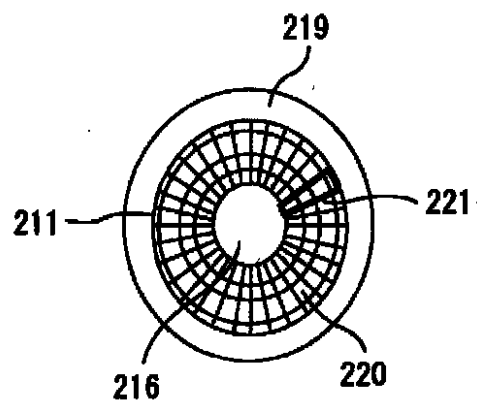
【図18】



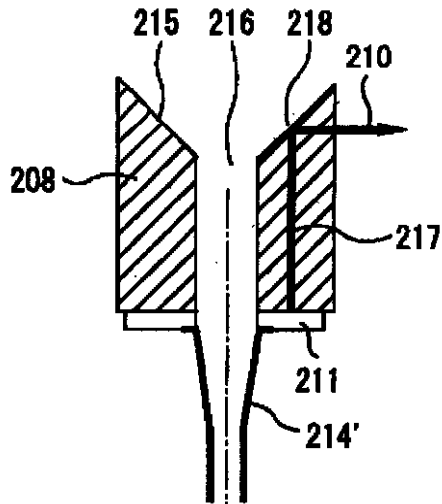
【図17】



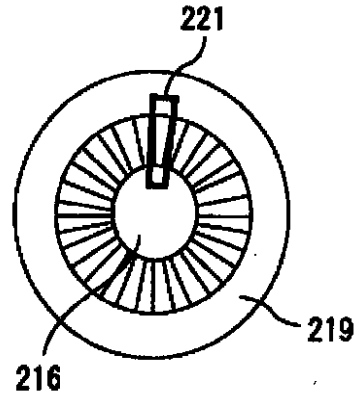
【図19】



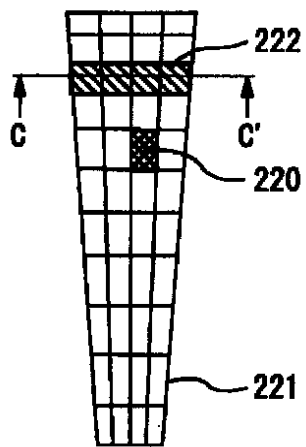
【図 20】



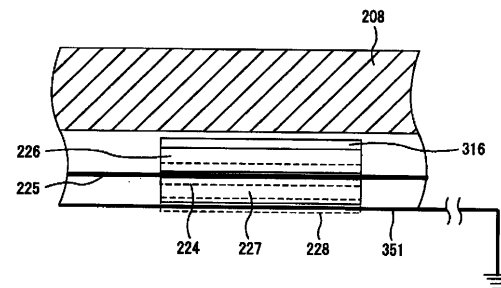
【図 21】



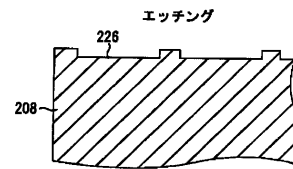
【図 22】



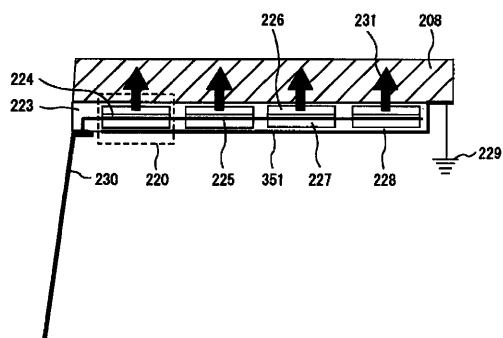
【図 24】



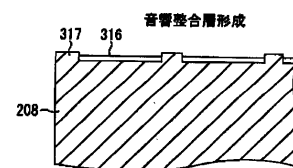
【図 25 A】



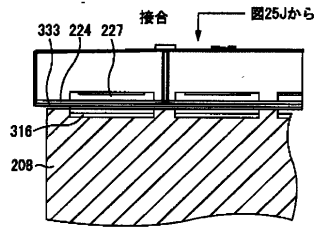
【図 23】



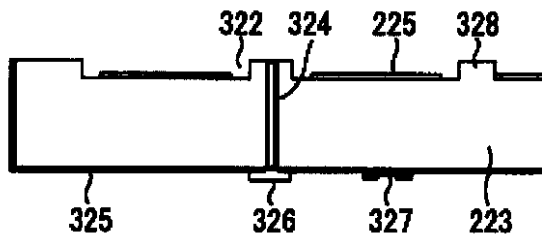
【図 25 B】



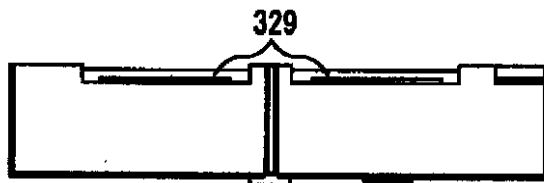
【図25C】



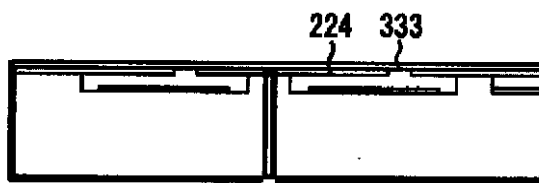
【図25D】



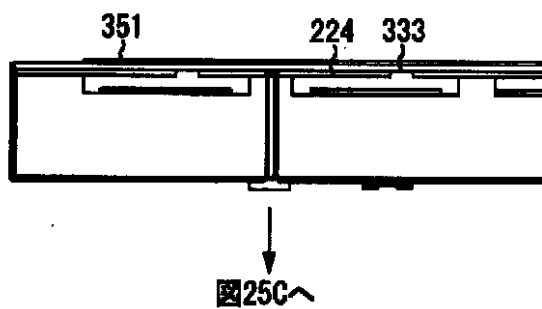
【図25E】



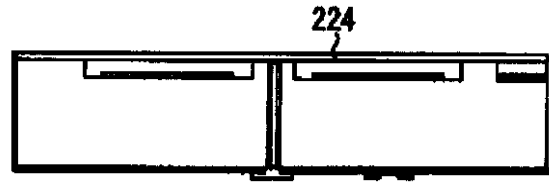
【図25I】



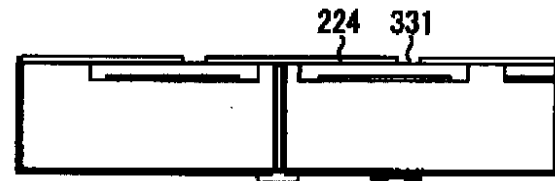
【図25J】



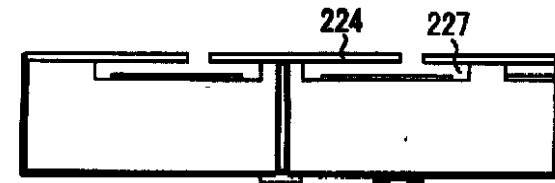
【図25F】



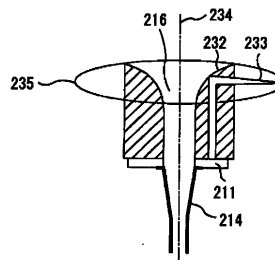
【図25G】



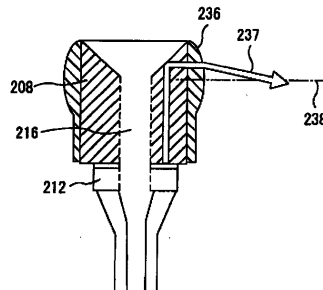
【図25H】



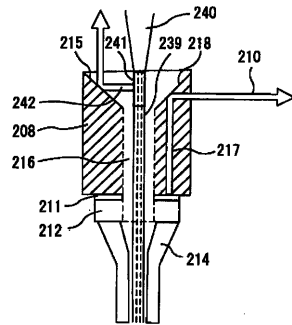
【図26】



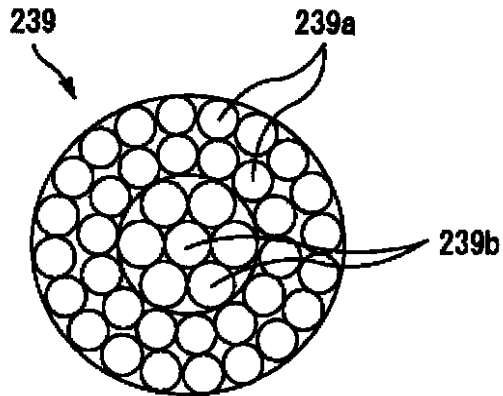
【図27】



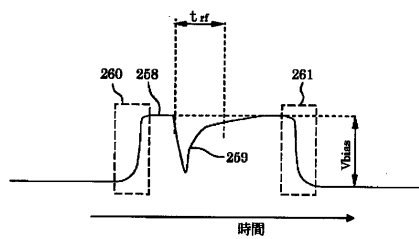
【図28】



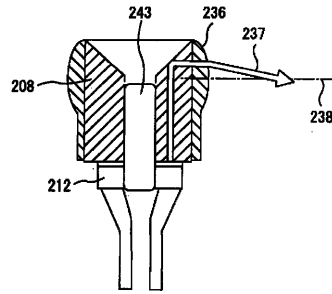
【図29】



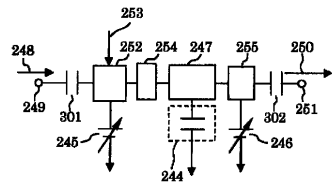
【図33】



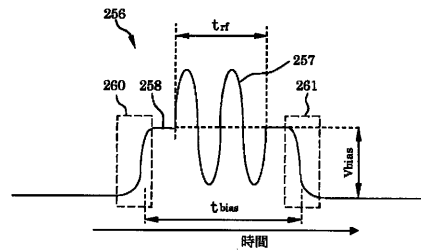
【図30】



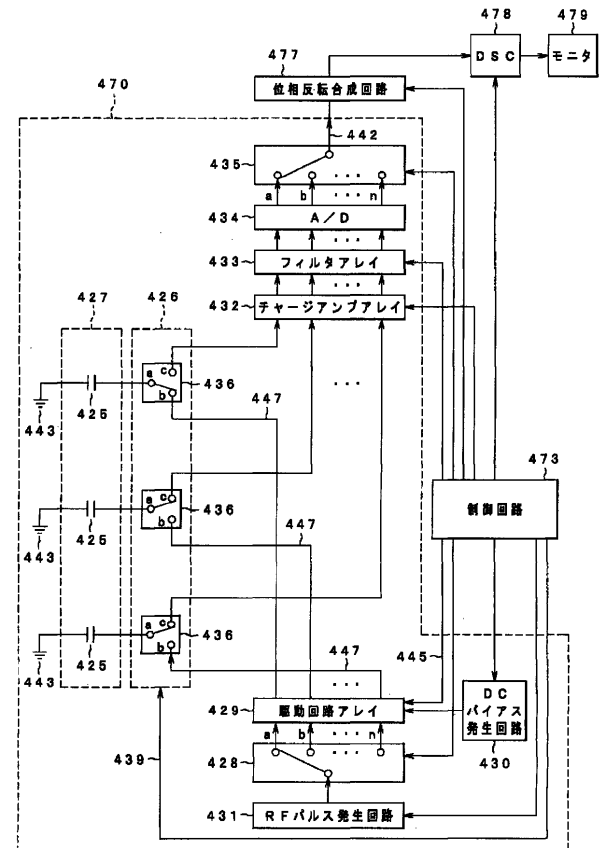
【図31】



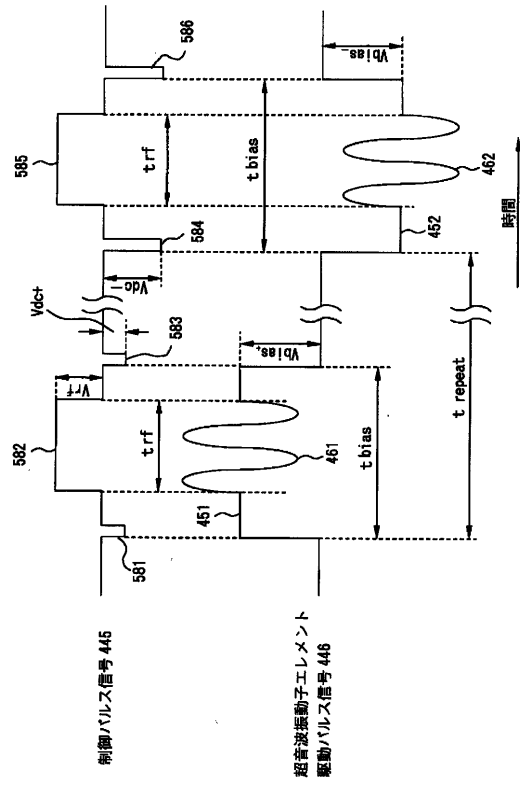
【図32】



【図34】



【図 35】





---

 フロントページの続き

- (72)発明者 今橋 拓也  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbasメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 大村 正由  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbasメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 水沼 明子  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbasメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 大谷 修司  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbasメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 村上 峰雪  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbas株式会社内
- (72)発明者 根本 清志  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbas株式会社内
- (72)発明者 鈴木 浩三郎  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbasメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 下田 直水  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbasメディカルシステムズ株式会社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 1 5 4 8 4 4 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 2 6 6 0 0 2 ( J P , A )  
特表 2 0 0 4 - 5 0 3 3 1 2 ( J P , A )  
特開平 0 5 - 2 6 9 1 2 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 4 - 1 5 4 5 7 2 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 1 5 9 4 9 4 ( J P , A )  
特開平 0 2 - 0 3 4 1 5 5 ( J P , A )  
特開平 0 8 - 0 5 6 9 4 9 ( J P , A )  
特開平 0 9 - 3 0 7 9 8 7 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 1 5 1 2 4 5 ( J P , A )  
特開平 0 3 - 2 8 0 9 3 9 ( J P , A )  
特開平 0 5 - 1 8 4 5 7 4 ( J P , A )  
K.A. Wong, S.Panda and I.Ladabum, Curved Micromachined Ultrasonic Transducers, Ultrasonics Symposium, 米国, IEEE, 2 0 0 3 年 1 0 月, Vol.1, 572-576  
Omer Oralkan, A.Sanli Ergun, et al., Volumetric Imaging Using 2D Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer Arrays(CMUTs):Initial Results, Ultrasonics Symposium, 米国, IEEE, 2 0 0 2 年 1 0 月, Vol.2, 1083-1086  
U.Demirci, J.A.Johnson, et al., Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer Arrays For Medical Imaging:Experimental Results, Ultrasonics Symposium, 米国, IEEE, 2 0 0 1 年 1 0 月, Vol.2, 957-960  
Chris Daft, paul Wagner, et al., Elevation Beam Profile Control with bias Polarity Patterns Applied to Microfabricated Ultrasound Transducers, Ultrasonics Symposium, 米国, IEEE, 2 0 0 3 年 1 0 月, Vol.2, 1578-1581  
Joshua G. Knight and F. Levent Degertekin, Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers for Forward Looking Intravascular Imaging Arrays, Ultrasonics Symposium, 米国, IEEE, 2 0 0 2 年 1 0 月, Vol.2, 1079-1082

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B 8/12

H04R 19/00

IEEE Xplore

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

专利名称(译)	电容式超声波探头装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4575372B2</a>	公开(公告)日	2010-11-04
申请号	JP2006514564	申请日	2005-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	若林勝裕 安達日出夫 沢田之彦 今橋拓也 大村正由 水沼明子 大谷修司 村上峰雪 根本清志 鈴木浩三郎 下田直水		
发明人	若林 勝裕 安達 日出夫 沢田 之彦 今橋 拓也 大村 正由 水沼 明子 大谷 修司 村上 峰雪 根本 清志 鈴木 浩三郎 下田 直水		
IPC分类号	A61B8/12 H04R19/00 B06B1/02 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B2562/028 B06B1/0292 G01S7/5202 G01S7/52038 G01S15/8954 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/12 H04R19/00.330		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2004172970 2004-06-10 JP 2004180191 2004-06-17 JP		
其他公开文献	JPWO2005120360A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

在圆柱形护套25的尖端部分内，设置电容式超声换能器33，其是二维排列在圆柱面的外表面上的阵列型。电容式超声换能器单元38采用沿圆柱面的纵向排列的m个电容式超声换能器元件37作为分割单元，从而提供一种布置，其中各个电容式超声换能器单元38易于沿圆周方向设置，由此径向扫描或可以在体腔内进行。

【図 2】

