

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2005/120360

発行日 平成20年4月3日(2008.4.3)

(43) 国際公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
H 0 4 R 19/00 (2006.01)	H 0 4 R 19/00 3 3 0	5 D 0 1 9

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 46 頁)

出願番号	特願2006-514564 (P2006-514564)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/010592		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成17年6月9日(2005.6.9)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(31) 優先権主張番号	特願2004-172970 (P2004-172970)	(74) 代理人	100076233
(32) 優先日	平成16年6月10日(2004.6.10)		弁理士 伊藤 進
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	若林 勝裕
(31) 優先権主張番号	特願2004-180191 (P2004-180191)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成16年6月17日(2004.6.17)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(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) 【要約】

円筒状のシース25の先端部内には円筒面の外表面に2次元的に配列したアレイタイプの静電容量型超音波振動子33を配置している。静電容量型超音波振動子エレメント37を円筒面の長手方向にm個配列したものを分割単位とした静電容量型超音波振動子ユニット38とすることにより、各静電容量型超音波振動子ユニット38を周方向にも配置し易い構造にして、体腔内でラジアル走査等を行える構造にした。

【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する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い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。

10

【請求項 3】

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たことを特徴とする請求項 2 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 4】

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した請求項 3 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 5】

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 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

20

【請求項 6】

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 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。

30

【請求項 8】

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、前記請求項 6 の切り替えスイッチ回路を経て行われ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】

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 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 10】

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 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

40

【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、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 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 12】

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 11 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

50

【請求項 13】

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 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 14】

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 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 15】

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 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 16】

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 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 17】

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 1 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 18】

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 17 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 19】

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 15 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 20】

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、F P C 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)、

10

20

30

40

50

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）。

【請求項２１】

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（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請求項２０に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項２２】

超音波プローブを体腔内に挿入して、超音波ビームを挿入軸の周りに回転走査することによって体内の超音波診断をする静電容量型超音波プローブ装置であって、

超音波プローブが、挿入軸方向へ超音波を出射する様に配置、構成された超音波振動子と、

前記超音波振動子から前記挿入軸方向へ出射、伝播した超音波を挿入軸に対し所定の角度の方向に反射させる角度成分を有した超音波伝播媒体と、

を備え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２３】

前記超音波振動子と前記超音波伝播媒体とが、液状音響結合媒体とともにシース内に格納されていることを特徴とする請求項２２に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項２４】

前記超音波振動子がリング状であり、前記超音波伝播媒体が肉厚の円筒状であり、両内径円の中心が互いに一致する様に配置して接合された構造を有することを特徴とする請求項２２に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項２５】

前記超音波振動子が、圧電振動子であることを特徴とする請求項２４に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項２６】

前記超音波振動子が、静電容量型超音波振動子であることを特徴とする請求項２４に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項２７】

前記静電容量型超音波振動子が、複数の放射状に配置された静電容量型超音波振動子セルからなる静電容量型超音波振動子エレメントを単位として超音波送受信するように制御する手段を有することを特徴とする請求項２６に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項２８】

前記超音波伝播媒体が、無機低損失固体材料からなることを特徴とする請求項２２に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項２９】

前記超音波伝播媒体が、高分子低損失固体材料からなることを特徴とする請求項２２に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項３０】

前記無機低損失固体材料が、サファイヤ、シリコン単結晶、石英ガラス、水晶、高密度アルミナセラミクス、ジルコニアセラミクスのいずれかであることを特徴とする請求項２８に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項３１】

前記高分子低損失固体材料が、ポリスチレン樹脂、アクリル樹脂、ポリウレタン樹脂、フェノール樹脂、ポリエーテルイミドのいずれかであることを特徴とする請求項２９に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項３２】

前記所定の角度の方向が、挿入軸に対し９０°であることを特徴とする請求項２２に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項３３】

10

20

30

40

50

前記超音波伝播媒体が、その先端部に於いて、超音波を所定の角度の方向に反射する手段が、円錐状をなしている面を形成していることを特徴とする請求項 2 2 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 3 4】

前記円錐状をなしている面が、曲面を有していることを特徴とする請求項 3 3 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 3 5】

前記静電容量型超音波振動子エレメントが径方向にその長手方向が配置され、かつ前記超音波伝播媒体の円周に沿った方向に複数配列した構造を有し、順次スイッチ切り替えによってラジアル方向に超音波を走査する制御手段を有していることを特徴とする請求項 2 7 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

10

【請求項 3 6】

静電容量型超音波振動子セルが、シリコン基板に形成された空洞部と、該空洞部内に空洞部を分断するように形成されたメンブレンと、このメンブレン上に掲載された第 1 の電極と、前記空洞部を塞ぐ様に配置した第 2 のメンブレンとこれに形成された第 2 の電極とからなることを特徴とする請求項 2 7 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 3 7】

前記第 2 の電極を接地電極とし、前記第 1 の電極を信号入出力用の電極としたことを特徴とする請求項 3 6 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 3 8】

前記超音波伝播媒体が、超音波が出射する近傍の外側面に、液状音響結合媒体を有する一方、超音波が入射する近傍の外側面に、超音波伝播媒体とを音響整合する為の少なくとも一層の音響整合層を有していることを特徴とする請求項 2 2 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

20

【請求項 3 9】

前記超音波伝播媒体が、超音波が出射する近傍の外側面に、音響レンズを有していることを特徴とする請求項 2 2 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 4 0】

前記肉厚の円筒状の超音波伝播媒体が、該肉厚の円筒状超音波伝播媒体の内径中空部に、光ファイバーを挿通し、該光ファイバーの先端から光を照射または入射できる構造を有することを特徴とする請求項 2 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

30

【請求項 4 1】

前記肉厚の円筒状の超音波伝播媒体が、該肉厚の円筒状超音波伝播媒体の内径中空部に、制御回路の一部を構成したことを特徴とする請求項 2 4 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 4 2】

前記静電容量型超音波振動子エレメントを単位として超音波送受信するように制御する手段が、送受信切り替えスイッチと、静電容量型超音波振動子エレメントに駆動信号を印加するパルサー手段と、受信信号を処理するチャージアンプ手段と、静電容量型超音波振動子エレメントを順次またはグループで選択する選択回路手段とからなることを特徴とする請求項 2 7 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

40

【請求項 4 3】

前記パルサー手段が、高周波パルス信号と直流パルス信号を重畳した信号を出力する手段を有することを特徴とする請求項 4 2 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 4 4】

前記高周波パルス信号が、スパイク波かパースト波のいずれかであることを特徴とする請求項 4 3 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【請求項 4 5】

前記直流パルス信号が、その立ち上がり部と立ち下がり部とがなだらかな曲線を描くことを特徴とする請求項 4 3 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

50

【請求項 46】

前記直流パルス信号が、正で重畳した信号と、負で重畳した信号とで一对となる信号を繰り返し印加する手段を有することを特徴とする請求項 43 に記載の静電容量型超音波プローブ装置。

【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】

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

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バイアス電圧を重畳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。

10

【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、この様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】

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。

20

【００１６】

ハーモニクイメーシ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、ハーモニクイメーシング診断に適している。

30

【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クイメーシ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。

40

【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すること

50

を特徴とする。

また、上記構成において、複数の超音波振動子ユニットを、略円筒状に形成されたフレキシブル回路基板に接合していることを特徴とする。

上記構成により、フレキシブル回路基板上に超音波振動子ユニットを形成することにより、フレキシブル回路基板と共に超音波振動子ユニットをその長手方向と直交する略円筒外側面に簡単に配置して体腔内で使用し易い構造にしている。

【0020】

上記構成によれば、体腔内で使用し易い円筒形状にした体腔内挿入用静電容量型超音波プローブ装置を実現すると共に、複数の静電容量型超音波振動子セルを用いて形成した駆動単位の超音波振動子エレメントを複数配列して超音波振動子ユニットをさらに円筒の外周に沿って複数配列することにより、ラジアル走査等を感度の高い状態で行える。

10

【0021】

本発明による静電容量型超音波プローブ装置は、超音波プローブを体腔内に挿入して、超音波ビームを挿入軸の周りに回転走査することによって体内の超音波診断をする静電容量型超音波プローブ装置であって、超音波プローブが、挿入軸方向へ超音波を出射するように配置、構成された超音波振動子と、前記超音波振動子から挿入軸方向へ出射、伝播した超音波を挿入軸に対し所定の角度の方向に反射させる角度成分を有した超音波伝播媒体と、を備えたことを特徴とする。

【0022】

上記超音波振動子がリング状であり、上記超音波伝播媒体が肉厚の円筒状であり、両内径円の中心が互いに一致する様に配置して接合された構造を有する。

20

【0023】

上記超音波振動子は圧電振動子又は静電容量型超音波振動子であり、リング状平板振動子で構成されていて、複数の放射状に配置された静電容量型超音波振動子セルからなる静電容量型超音波振動子エレメントを単位として超音波送受信するように制御する手段又は圧電振動子を同方向に分割し、アレイ型振動子構造とし、圧電振動子エレメントを単位として超音波送受信するように制御する手段を有する。

【0024】

以下、静電容量型超音波振動子を用いた場合について詳述するが、圧電振動子を用いた場合についても振動制御についてはほぼ同様である。

30

【0025】

上記静電容量型超音波振動子セルが、シリコン基板に形成された空洞部と、該空洞部に空洞部を分断するように形成されたメンブレンと、このメンブレン上に掲載された第1の電極と、前記空洞部を塞ぐ様に配置した第2のメンブレンとこれに形成された第2の電極とからなる。

【0026】

上記超音波伝播媒体が、超音波が出射する近傍の外側面に、液状音響結合媒体を有する一方、超音波が入射する近傍の外側面に、超音波伝播媒体とを音響整合する為の少なくとも一層の音響整合層を有している。

【0027】

上記超音波伝播媒体が、超音波が出射する近傍の外側面に、音響レンズを有している。

40

【0028】

このような構成においては、例えばリング状平板振動子から端部が円錐加工した円筒ロッドに挿入軸方向へ超音波を入射し、円錐加工面で直角方向に反射し、リング状平板振動子の円周方向に配列したエレメントを順次駆動制御することによって、ラジアル走査が実現できる。超音波振動子としては、圧電タイプであっても、静電容量タイプであってもよい。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。

【0029】

50

一方、円筒ロッドと静電容量型振動子の音響整合は、静電容量型振動子セル構造を中間メンブレン膜でキャビティが分割された構造とし、メンブレンの屈曲振動による縦波超音波が音響整合膜を経て円筒ロッド接合面に入射させる。また円筒ロッド外側面表面に、音響整合膜を形成し界面反射を抑圧する。

【 0 0 3 0 】

リング状振動子の径方向にエレメント配列させ、挿入軸方向に電子走査させることができる。

【 0 0 3 1 】

なお、円筒ロッドの中空部に光ファイバーを挿通し、光照射、光学像検出を行うことが可能である。

【 0 0 3 2 】

通常のラジアル走査型振動子の製造方法とは異なり、振動子を湾曲変形加工する必要がなく加工・組み立てが容易である。さらに、S i 半導体プロセスで振動子近傍にパルサー部、チャージアンプを構成し、低インピーダンスに変換し信号伝送することができる。

【 0 0 3 3 】

上記構成によれば、挿入軸方向に超音波ビームを走査でき、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、印加電圧の実効値が低く、体腔内で使用でき、高感度で高い深達度を持つことが可能な、ハーモニ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実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【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 9 A】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 9 B】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 9 C】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 9 D】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 9 E】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 9 F】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 9 G】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 1 0 A】超音波駆動の説明図。

【図 1 0 B】超音波駆動の説明図。

【図 1 0 C】超音波駆動の説明図。

【図 1 0 D】超音波駆動の説明図。

【図 1 0 E】超音波駆動の説明図。

【図 1 1】超音波駆動信号の波形を示す図。

【図 1 2】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。

10

20

30

40

50

【図 1 3】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 1 4 A】パルスインバージョンの原理説明図。

【図 1 4 B】パルスインバージョンの原理説明図。

【図 1 5】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 1 6】図 1 5 の超音波プローブ先端部を拡大して示す図。

【図 1 7】図 1 6 における超音波ビーム伝播方向変換ロッドの上面図。

【図 1 8】図 1 7 の A - A ' 線縦断面図。

【図 1 9】図 1 8 の B - B ' 線から見た図。

【図 2 0】図 1 8 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 2 1】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 2 2】図 2 1 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 2 3】図 2 2 の C - C ' 線断面に相当する縦断面図。

【図 2 4】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 2 5 A】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 2 5 B】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 2 5 C】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 2 5 D】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 2 5 E】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 2 5 F】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 2 5 G】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 2 5 H】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 2 5 I】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 2 5 J】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 2 6】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 2 7】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 2 8】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 2 9】図 2 8 における光ファイバーの拡大断面図。

【図 3 0】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 3 1】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 3 2】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 3 3】超音波振動子駆動パルス信号の他の波形例を示す図。

【図 3 4】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

50

容量型超音波プローブ装置のブロック図。

【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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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

10

20

30

40

50

23と、この超音波観測装置23から出力される映像信号が入力されることにより、静電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24とより構成される。

【0045】

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25により覆われて挿入部26が形成され、この挿入部26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。

【0046】

この挿入部26の先端には、図2に示すような超音波プローブヘッド部27が設けられている。また、この挿入部26の末端には、ジョイント部28が設けてあり、中継ケーブル部21のジョイント部21aに着脱自在に接続できるようにしている。

10

【0047】

図2に示すように円筒形状のシース25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31を設けて超音波プローブヘッド部27のハウジングを形成している。

【0048】

このシース先端部材31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32が収納されている。

【0049】

この超音波振動子及び振動子制御回路ブロック32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33を設け、かつ内周面側には振動子制御回路ユニット34を設けている。

20

【0050】

また、このシース先端部材31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32の周囲は、超音波を伝達する音響伝達媒体35が充満されている。

【0051】

また、この超音波振動子及び振動子制御回路ブロック32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36の一端が接続されており、このケーブル36はシース25内を挿通され、さらに中継ケーブル部21内の図示しないケーブルを介して超音波観測装置23に接続される。

30

【0052】

このアレイタイプの静電容量型超音波振動子33は、駆動単位となる静電容量型超音波振動子エレメント37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37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38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37を2次元配列し易い構造にしている。

【0053】

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なっている。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

【0054】

この静電容量型超音波振動子ユニット38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33は、静電容量型超音波振動子ユニット38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。

【0055】

50

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 38 を順次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。

【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。

【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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

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置２３内の送信用遅延部４９を介して送信用波形発生回路５０に接続されている。

そして、送信用波形発生回路５０により発生された送信用のＲＦ信号を、例えばラジアル走査の場合には送信用遅延部４９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４６により増幅した後、周回選択回路４３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３８の例えば m 個の静電容量型超音波振動子エレメント３７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。

【００６５】

また、パルサー部４６には、ＤＣバイアス電圧発生制御回路（図３中ではＤＣＢＳと略記）５１から低電圧のＤＣ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４６は、ＤＣバイアス電圧制御信号を元にＤＣバイアスパルス信号を発生させ、この低電圧のＤＣバイアスパルス信号と低電圧のＲＦ信号とを加算したものを増幅して、高電圧のＤＣバイアス電圧に高電圧のＲＦ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３８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５２からの制御信号により行われる。

【００６６】

このようにＤＣバイアス電圧を短い期間のみ発生することにより、そのＤＣ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ＤＣ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。

【００６７】

従って、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。

【００６８】

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４７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５３を構成するＡ／Ｄ変換器５４、ケーブル３６の信号線を介して超音波観測装置２３内のフィルタ部５５を構成するフィルタに入力される。

【００６９】

なお、本実施例では、Ａ／Ｄ変換部５３を超音波振動子及び振動子制御回路ブロック３２側に設けているが、超音波観測装置２３側に設けるようにしても良い。

本実施例では、Ａ／Ｄ変換部５３を超音波振動子及び振動子制御回路ブロック３２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３６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２６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２３側に伝送できるようにしている。

【００７０】

上記フィルタ部５５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５２によって決定される。フィルタ部５５を通過した信号は、受信用遅延部５６を経てビーム合成回路５７に入力され、ビーム合成される。

【００７１】

このビーム合成回路５７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（ＤＳＣと略記）５８に入力され、映像信号に変換された後、超音波用モニタ２４に出力され、超音波用モニタ２４の表示面に超音波画像を表示できるようにしている。

【００７２】

また、レシーバ部４８には、ＤＣバイアス電圧発生制御回路５９から低電圧のＤＣ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４８は、ＤＣ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３７からＲＦ信号が入力される。静電容量型超音波振動子エレメント３７に印加されるＤＣバイアス電圧は、制御回路５２からの制御信号により、レシーバ部４８にＲＦ信号が入力される期間のみで発生するようにしている。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

受信時は、入力される R F 信号の振幅が小さいので、本実施例では D C 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。

【 0 0 7 4 】

なお、図 3 に示すように制御回路 5 2 は、周回選択回路 4 3、送信用遅延部 4 9、送信用波形発生回路 5 0、D C バイアス電圧発生制御回路 5 1、フィルタ部 5 5、受信用遅延部 5 6、ビーム合成回路 5 7、D C バイアス電圧発生制御回路 5 9 をそれぞれ制御する。また、この制御回路 5 2 には、選択スイッチなどにより構成される走査設定部 6 0 が接続されており、ユーザはこの走査設定部 6 0 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

【 0 0 7 5 】

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 3 2 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 3 3 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。

【 0 0 7 6 】

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（F P C 基板と略記）6 1 の外面にはアレイタイプの静電容量型超音波振動子 3 3 が形成され、また F P C 基板 6 1 の内面には振動子制御回路ユニット 3 4 が形成されている。

20

【 0 0 7 7 】

この場合、静電容量型超音波振動子 3 3 は、両側をユニット間溝 6 2 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 3 8 が F P C 基板 6 1 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 3 8 における図 4 の断面部分は、ユニット 3 8 を構成する静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 となる。

【 0 0 7 8 】

また、各静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 に対向して、F P C 基板 6 1 の内側の面には、この静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 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 6 3 が設けてある。

【 0 0 7 9 】

この振動子制御回路ユニット 6 3 においても、各振動子制御回路ユニット 6 3 の両側はユニット間溝 6 4 で挟まれるようにして F P C 基板 6 1 上に形成されている。

30

【 0 0 8 0 】

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 F P C 基板 6 1 の各面に静電容量型超音波振動子ユニット 3 8 及び振動子制御回路ユニット 6 3 がユニット間溝 6 2、6 4 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 3 8 及び振動子制御回路ユニット 6 3 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 3 2 を形成している。

【 0 0 8 1 】

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 3 8 を示している。F P C 基板 6 1 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 3 7 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 3 8 が形成されている。

40

【 0 0 8 2 】

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 3 7 の断面構造を示す。

【 0 0 8 3 】

各静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 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 4 4 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

50

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は共通に接続され、かつ接地される上部共通接地電極６６となる。

【００８４】

各静電容量型超音波振動子セル４４は、例えばシリコン基板７１上に、絶縁材料７２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７２を有し、この空洞部７２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７３が形成されている。また、メンブレン部７３の上面には、上部電極６５を設け、単位の静電容量型超音波振動子エレメント３７を構成する４つの上部電極６５は、隣接する空洞部７２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７４によりシリコン基板７１の底面（背面）に設けた接地電極パッド７５に接続される。なお、低抵抗のシリコン基板７１を貫通する部分のコネクタ配線７４はシリコン基板７１とは絶縁されている。

10

【００８５】

また、各空洞部７２の底面には、それぞれ下部電極７６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３７を構成する４つの下部電極７６は、低抵抗のシリコン基板７１を介して互いに導通している。

【００８６】

下部電極７６は、セル毎に分割されていて、低抵抗のシリコン基板７１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７１を介して４つの下部電極７６は、エレメント単位で同電位接続となっている。

【００８７】

そして、４つの下部電極７６は、１つの空洞部７２の下の低抵抗のシリコン基板７１底面に設けた信号入力用電極パッド７７と導通している。

20

【００８８】

また、低抵抗のシリコン基板７１における外部に露出する底面及び側面部分は、絶縁膜７１１で覆われている。

【００８９】

このような構造にすることにより、上部電極６５と下部電極７６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

【００９０】

本実施例では、複数の静電容量型超音波振動子セル４４により静電容量型超音波振動子エレメント３７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。

【００９１】

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６３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。

【００９２】

図７に示すようにＦＰＣ基板６１上に形成された振動子制御回路ユニット６３は、図５で説明した静電容量型超音波振動子エレメント３７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８１により構成される。

40

【００９３】

各振動子制御回路エレメント８１における超音波振動子及び振動子制御回路ブロック３２の円筒内面側には電極パッド８２（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８２ａ、８２ｂ、８２ｃ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８１におけるＦＰＣ基板６１側の外面側にも図８に示すように電極パッド８３と接地電極パッド８４とが設けてある。

【００９４】

50

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 と振動子第 2 制御回路 8 6 とにより構成される。

【 0 0 9 5 】

振動子第 1 制御回路 8 5 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 4 2 と、この振動子エレメント選択スイッチ 4 2 のオン / オフを行う周回選択回路 4 3 の一部を構成している。

【 0 0 9 6 】

これに対して、振動子第 2 制御回路 8 6 は、例えば図 3 における 1 つのパルサー 4 5 及びレシーバ 4 7、D C バイアス電圧発生制御回路 5 1、5 9、A / D 変換器 5 4 を構成している。

10

【 0 0 9 7 】

この場合、振動子第 1 制御回路 8 5 側は、個々の静電容量型超音波振動子エレメント 3 7 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 8 6 側は、1 つの振動子制御回路ユニット 6 3 において、パルサー 4 5 等をそれぞれ 1 つ設けた構造となっている。

【 0 0 9 8 】

図 8 に示すように振動子制御回路エレメント 8 1 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 8 7 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 9 A ~ 図 9 G 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 3 2 の製造方法を説明する。

20

【 0 0 9 9 】

図 9 A に示すように所定パターンを形成した F P C 基板 6 1 に対して、図 9 B に示すようにその両面に振動子制御回路 I C 基板 9 1 と加工前のアレイタイプの静電容量型超音波振動子 9 2 とを実装する。

【 0 1 0 0 】

そして、上面側の振動子制御回路 I C 基板 9 1 に対してダイシングソー等により、ダイシング溝 9 3 を形成する。

【 0 1 0 1 】

このように、振動子制御回路 I C 基板 9 1 に対してダイシングソー等によりダイシング溝 9 3 を形成したことにより、図 9 C に示すように k 個の振動子制御回路ユニット 6 3 が形成される。

30

【 0 1 0 2 】

この後、図 9 D に示すように、上面と下面とをひっくり返す。図 9 D の状態において、F P C 基板 6 1 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 9 2 に対してダイシングソーにより、ダイシング溝 9 4 を形成すると図 9 E 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 3 8 が形成される。

【 0 1 0 3 】

このように F P C 基板 6 1 の両面に実装した振動子制御回路 I C 基板 9 1 及び加工前のアレイタイプの静電容量型超音波振動子 9 2 をダイシングソーにより、それぞれダイシング溝 9 3、9 4 を形成し、更に図 9 F 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 3 1 の内部に収まる円筒面形状にすると、図 9 G に示したものができる。その後、図 9 G 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 9 5 を配置し、この第 3 の振動子制御回路 9 5 と振動子制御回路ユニット 6 3 の内面とを配線 9 6 で接続する。

40

【 0 1 0 4 】

また、円柱形状の第 3 の振動子制御回路 9 5 の外周面と振動子制御回路ユニット 6 3 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 9 7 を充填して円柱形状の第 3 の振動子制御回路 9 5 を固定する。

【 0 1 0 5 】

50

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の動作を図 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 T_{rep} 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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 V_{dc} 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 V_{rf} の RF 信号成分が重畳されたものとなっている。

40

【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

50

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。

【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。

【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。

【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】

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。

【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ＦＰ

10

20

30

40

50

C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ット63の内面にフリップチップ接続等により接続し、このFPC基板の内周面に絶縁性の熱伝導性樹脂97を充填するようにしても良い。

【0129】

或いは、図9Eの状態にした後、この第2のFPC基板を接続し、円筒形状にしても良い。この場合には、平板形状の状態でも、電気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。

【0130】

以上説明した本実施例は、以下の効果を有する。

【0131】

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。

【0132】

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。

【0133】

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 $(256 + \alpha)$ 本の同軸ケーブルでOKとなる。ここで、 α は制御信号用ケーブル数を示す。

【0134】

< 第2の実施例 >

次に本発明の第2の実施例を図12～図14Bを参照して説明する。図12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13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(THIと略記)での動作例におけるDC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14A及び図14B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。

【0135】

図12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32において、さらにA/D変換部53の出力部にメモリ部99を設け、このメモリ部99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52により制御する構成にしている。

【0136】

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99を設けた構成である。なお、メモリ部99を超音波観測装置23側に設けるようにすることもできる。

【0137】

また、本実施例では、図3におけるDCバイアス電圧発生制御回路51の代わりに、正及び負極性のDCバイアス電圧制御信号を発生するDCバイアス電圧発生制御回路51'を採用している。なお、図12では簡単化のためDCバイアス電圧発生制御回路51'をDCBS51'と略記している。また、本実施例におけるパルサー部46における各パルサー45'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。

【0138】

本実施例では、制御回路52は、パルサー部46及びDCバイアス電圧発生制御回路51'に対して、図13の上段に示すDCバイアス電圧制御信号を出力し、パルサー部46は、このDCバイアス電圧制御信号により、図13の下段に示すようにTHI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。

【0139】

10

20

30

40

50

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 9 9 等を設けたことにより、パルスインバージョンを用いて T H I を行うこともできるようにしている。

【 0 1 4 0 】

この場合には、図 1 3 に示すような駆動方法を採用することができる。図 1 3 の上段は、制御回路 5 1 ' が出力する低電圧の D C バイアス電圧制御信号を示し、図 1 3 の下段はパルサー部 4 6 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。

【 0 1 4 1 】

パルスインバージョンを利用してハーモニクイメージングを行う場合の動作原理を、まず図 1 4 A 及び図 1 4 B を用いて説明する。図 1 4 A 及び図 1 4 B は、パルスインバージョンの原理図を示す。

10

【 0 1 4 2 】

図 1 4 A に示すように駆動信号として、パルス A と時間差 t_d (図 1 3 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 1 4 A と同形の波形となる。

【 0 1 4 3 】

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 1 0 d B 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。

20

【 0 1 4 4 】

この場合、図 1 4 B 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 1 4 B における高調波は第 2 高調波で示している。

【 0 1 4 5 】

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。

【 0 1 4 6 】

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

【 0 1 4 7 】

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 1 2 のメモリ部 9 9 を利用することができる。

【 0 1 4 8 】

つまり、先行する受信パルス A を一時メモリ部 9 9 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 9 9 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 との和を取ることで、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。

【 0 1 4 9 】

図 1 4 A 及び図 1 4 B 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 1 3 に示す方法は、静電容量型であるので、極性の異なる D C 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 3 7 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

【 0 1 5 0 】

受信時には一方の極性の D C 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 1 4 A 及び図 1 4 B で説明した場合と同様の動作となる。

【 0 1 5 1 】

次に図 1 3 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。

【 0 1 5 2 】

50

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 B_1 を出力し、その際、DC バイアス電圧パルス B_1 に、高電圧の RF 信号 S_1 が重畳した波形の駆動信号を出力する。

10

【0154】

高電圧の DC バイアス電圧パルス B_1 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 S_1 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 B_1 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 B_1 に、RF 信号 S_1 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 B_2 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 B_2 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 B_2 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 S_2 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 S_1 と同じ波形の高電圧の RF 信号 S_2 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 B_2 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 B_2 に RF 信号 S_2 が重畳された駆動

50

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。

【 0 1 6 2 】

この場合、先行する正の D C バイアス電圧パルス B 1 の場合とは逆に、負の D C バイアス電圧パルス B 2 が印加された状態で、R F 信号 S 2 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 (1 8 0 ° ずれた) 超音波を発生する。

【 0 1 6 3 】

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 i n v だけ経過したタイミングの受信 R F 信号とメモリ部 99 から読み出した受信 R F 信号とを加算することにより、基本波の受信 R F 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。

【 0 1 6 4 】

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、T H I の超音波断層像を得ることができる。

【 0 1 6 5 】

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 T H I の超音波断層像を得る場合にも使用できる。

【 0 1 6 6 】

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。

【 0 1 6 7 】

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。

【 0 1 6 8 】

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のも本発明に属する。

【 0 1 6 9 】

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 S 1 ~ S 7 から成っていてもよい。

【 0 1 7 0 】

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、F P C 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) 、

10

20

30

40

50

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）。

【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。

【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いる。超音波プローブ先端部２０１の超音波振動子としては、従来の圧電型の超音波振動子に代えて、静電容量型の超音波振動子を使用する。

【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の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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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 が幾つが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。

40

【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

50

、 2 3 1 は超音波、 3 5 1 は電極（接地用）である。なお、キャビティ 2 2 6 , 2 2 7 内には空気が入っている。

【 0 1 8 8 】

四角形の点線枠は静電容量型超音波振動子セル 2 2 0 であって、 4 つのセル 2 2 0 が並んでいる。これら 4 つのセル 2 2 0 それぞれのキャビティ 2 2 7 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 2 2 4 の膜が入っている。内部メンブレン 2 2 4 の片側に電極 2 2 5 が形成されており、キャビティ 2 2 7 , 2 2 6 を区別している。つまり、キャビティ内メンブレン 2 2 4 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 2 2 7 , 2 2 6 となっている。もう 1 つのメンブレン 2 2 8 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 2 2 4 , 外部メンブレン 2 2 8 とともに、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

【 0 1 8 9 】

静電容量（コンデンサ）を構成する部分は、外部メンブレン 2 2 8 の上に乗った電極 3 5 1 と内部メンブレン（キャビティ内メンブレン） 2 2 4 の上に配置した電極 2 2 5 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 2 3 1 はその 2 つの電極 2 2 5 , 3 5 1 だけから発生する。超音波 2 3 1 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 2 0 8 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 2 0 8 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 2 2 6 とロッド 2 0 8 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

【 0 1 9 0 】

図 2 4 は、キャビティ 2 2 6 とロッド 2 0 8 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 2 2 6 とロッド 2 0 8 との間の、ロッド 2 0 8 の底面に近い位置に音響整合層 3 1 6 を設けた構成としている。換言すれば、キャビティ 2 2 6 のロッド 2 0 8 に近い側に音響整合層 3 1 6 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。

【 0 1 9 1 】

次に、上記の音響整合層 3 1 6 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 2 5 A ~ 図 2 5 J を参照して説明する。

30

【 0 1 9 2 】

図 2 5 A ~ 図 2 5 J に示す製造方法において、符号 2 0 8 は超音波ビーム伝播方向変換ロッド、 2 2 3 はシリコン基板、 2 2 4 はメンブレン膜、 2 2 5 は下部電極（信号電極）、 2 2 6 はキャビティ、 2 2 7 はキャビティ、 3 1 6 は音響整合層、 3 1 7 は別体支持部、 3 2 2 はエッチング部、 3 2 4 はインターコネクトビアホール、 3 2 5 は絶縁膜、 3 2 6 はコンタクトパッド（共通接地電極（ 3 5 1 ）用）、 3 2 7 はコンタクトパッド（信号電極（ 2 2 5 ）用）、 3 2 8 はメンブレン支持部、 3 2 9 は犠牲層、 3 3 1 は犠牲層除去孔、 3 3 3 は孔遮蔽膜つきメンブレン、 3 5 1 は上部電極（共通接地電極）、である。

【 0 1 9 3 】

図 2 5 A ~ 図 2 5 J に示す製造方法は、図 2 5 A ~ 図 2 5 C に示すロッド 2 0 8 側の製造工程と、図 2 5 D ~ 図 2 5 J 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

【 0 1 9 4 】

図 2 5 A ~ 図 2 5 J において、ロッド 2 0 8 側の製造工程は、図 2 5 A（ロッド底面のエッチング）、図 2 5 B（音響整合層形成）、図 2 5 C（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。

【 0 1 9 5 】

一方、静電容量型超音波振動子側の製造工程は、図 2 5 D（シリコン基板エッチング・下部電極形成）、図 2 5 E（犠牲層形成）、図 2 5 F（メンブレン層形成）、図 2 5 G（

50

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(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滲み出すように構成している。従って、

10

20

30

40

50

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方向にも拡散光 242 が出射され、ロッド 208 の超音波反射面 215 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。

【0205】

図30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、243は制御回路である。図27の構成に、制御回路243を付加した構成を示している。

【0206】

図30では、円筒上のロッド208の中空孔216の内部に制御回路243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243としては超音波振動子211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211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31或いは図34に示すような各種の回路がある。

【0207】

図31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32は図31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。

【0208】

これらの図において、符号44は静電容量型超音波振動子エレメント、245、246はDCバイアス電源、247は送受切り替えスイッチ、248は振動子エレメント駆動用のRFパルス信号、249はRFパルス信号の入力端子、250は受信信号、251は受信信号の出力端子、252はRFパルス信号とDCバイアス信号との加算器、253は加算命令信号、254はパワーアンプ、255はチャージアンプ、301、302は直流阻止コンデンサ、256は振動子エレメント駆動信号波形、257はバースト波であるRFパルス信号成分、trfはRFパルス信号期間、258はDCバイアス信号、VbiasはDCバイアス電圧、tbiasはDCバイアス信号期間、260はDCバイアス信号の立ち上がり部、261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。

【0209】

図31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。

【0210】

入力端子249にRFパルス信号248を入力し、直流阻止コンデンサ301で直流成分を除去した後、加算器252にてDCバイアス電源245からの一定周期のDCバイアス信号と加算させると、図32のような駆動パルス信号が得られる。

【0211】

RFパルス信号248、及びDCバイアス電源245からのDCバイアス信号は、低電圧の信号であって、加算器252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254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244に印加され、該静電容量型超音波振動子エレメント244を駆動し、超音波を生成する。

【0212】

送受切り替えスイッチ247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249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244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247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244からのエコー信号がチャージアンプ255で増幅され

10

20

30

40

50

、直流阻止コンデンサ 302 で直流成分が除去された後、受信信号 250 として出力端子 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 Ω 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 はパ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 V_{bias} 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。

50

【 0 2 1 9 】

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

50

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に送り、前置増幅する。

【 0 2 2 6 】

このチャージアンプアレイ 4 3 2 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 4 2 5 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 4 2 5 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 4 2 5 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 4 3 2 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 4 2 5 からの出力エコー信号も電圧に変換した場合、0 . 5 V ~ 0 . 0 0 5 V 位の小さなものであり、チャージアンプアレイ 4 3 2 では例えば 1 0 0 ~ 1 0 0 0 倍に電圧増幅することが必要となる。

10

【 0 2 2 7 】

チャージアンプアレイ 4 3 2 の出力信号は、フィルタアレイ 4 3 3 に送られ、R F 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 4 3 4 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 4 3 5 に送られる。受信順次切り替えスイッチ 4 3 5 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。

【 0 2 2 8 】

図 3 4 では、複数の静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 が並んだ静電容量型超音波振動子アレイ 4 2 7 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 4 2 5 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 4 3 5 を用いている。

20

【 0 2 2 9 】

受信順次切り替えスイッチ 4 3 5 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、A / D 変換器 4 3 4 からのデジタル信号を入力し、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。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

【 0 2 3 0 】

受信順次切り替えスイッチ 4 3 5 の順次切り替えによって得られる受信信号 4 4 2 は、高調波信号処理回路としての位相反転合成回路 4 7 7 に入力される。位相反転合成回路 4 7 7 は、後述の図 3 6 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。

【 0 2 3 1 】

なお、静電容量型超音波振動子エレメント 4 2 5 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 4 2 5 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 4 7 7 にて第 2 高調波信号を抽出することになる。

40

【 0 2 3 2 】

そして、デジタルスキャンコンバータ（図では D S C と略記）4 7 8 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 4 7 9 に表示することで、超音波診断を行うことができる。

【 0 2 3 3 】

制御回路 4 7 3 は、R F パルス発生回路 4 3 1 の R F パルス発生制御、D C バイアス発

50

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 の遅延制御、駆動回路アレイ 429, チャージアンプアレイ 432, フィルタアレイ 433, 位相反転合成回路 477, デジタルスキャンコンバータ 478 の制御のほかに、送受切り替え制御信号 439 にて、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 における送信用振動子エレメント及び受信用振動子エレメントの選択制御をも行なう。

【0234】

次に、図 35 を参照して図 34 の静電容量型超音波振動子アレイの動作を説明する。

【0235】

図 35 の上段は、駆動回路アレイ 429 を制御するために、制御回路 473 で生成される制御パルス信号 445 の波形を示している。図 35 の下段は駆動回路アレイ 429 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 446 (この符号 446 については図示していない) の波形を示している。

10

【0236】

図 35 の上段の制御パルス信号 445 の制御によって、駆動回路アレイ 429 の各駆動信号発生回路では、順次切り替えスイッチ 428 の順次切り替えによって得られる低電圧の RF パルス信号と DC バイアス発生回路 430 からの RF パルス信号のタイミングに合った低電圧の DC パルス信号とを加算して図 35 の下段に示す低電圧の駆動パルス信号 446 を生成した後、該駆動パルス信号 446 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 447 を生成して、送受切り替えスイッチアレイ 426 の各送受切り替え回路 436 の送信側端子 b に供給する。

20

【0237】

図 35 の上段で、符号 581 は + DC バイアス起動タイミングパルス、582 は RF 信号発生タイミングパルス、583 は + DC バイアス停止タイミングパルス、584 は - DC バイアス起動タイミングパルス、585 は RF 信号発生タイミングパルス、586 は - DC バイアス停止タイミングパルス、Vrf は RF パルス信号発生期間 trf を指定するための RF パルス信号電圧、Vdc+ は + DC バイアス起動 / 停止パルス電圧、Vdc- は - DC バイアス起動 / 停止パルス電圧、をそれぞれ示している。

【0238】

図 35 の下段で、符号 451 は + DC パルス信号、452 は - DC パルス信号、461, 462 は RF パルス信号、trf は RF パルス信号発生期間、tbias は DC バイアス信号発生期間、Vdc+ は + DC バイアス起動 / 停止パルス電圧、Vdc- は - DC バイアス起動 / 停止パルス電圧、Vbias+ は + DC バイアス電圧、Vbias- は - DC バイアス電圧、をそれぞれ示している。

30

【0239】

図 35 の上段に示す制御パルス信号 445 における正電圧パルス 582, 585 のパルス幅 trf は図 35 の下段の RF パルス信号 461, 462 を出力している期間を指定するものである。図 35 の上段の負電圧パルス 581, 583 は図 35 の下段の正の DC バイアス電圧 Vbias+ の印加開始と停止のタイミングを指定し、図 35 の上段の負電圧パルス 584, 586 は図 35 の下段の負の DC バイアス電圧 Vbias- 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 581, 583, 584, 586 は RF 信号出力期間に対応したパルス 582, 585 とはパルス極性を逆にしてある。また、図 35 の上段における電圧値の大きさの差異 (Vdc+ と Vdc-) によって、図 35 の下段に示す DC バイアス電圧 Vbias+, Vbias- の極性の違いを指定している。

40

【0240】

図 35 の下段の信号波形に基づいて超音波振動子エレメント 425 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、Vbias+ + Vop (= 振幅の最大値) となり、後続パルスでは Vbias- + Vop (= 振幅の最小値) となり位相が反転することになる。ただし、Vop は RF パルス信

50

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、一対の、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

50

。このように急峻に高いＤＣバイアス電圧（１００Ｖ位）を超音波振動子に断続的に印加すると、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。

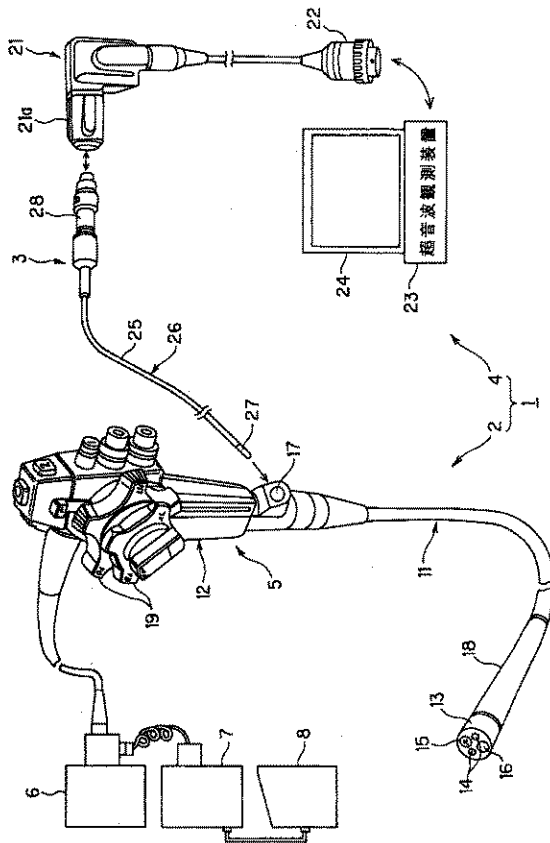
【産業上の利用可能性】

10

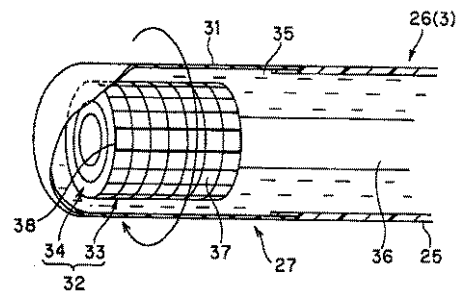
【０２４８】

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。

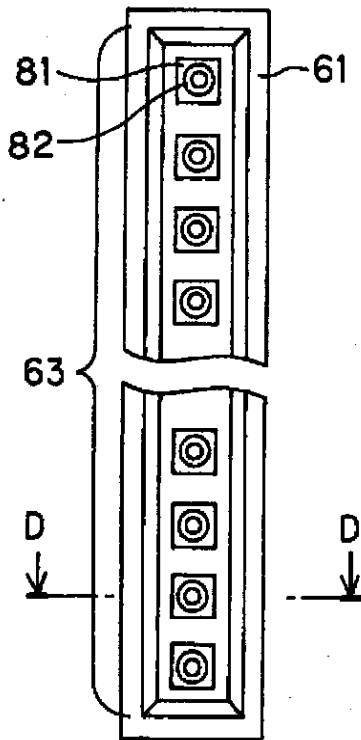
【図１】



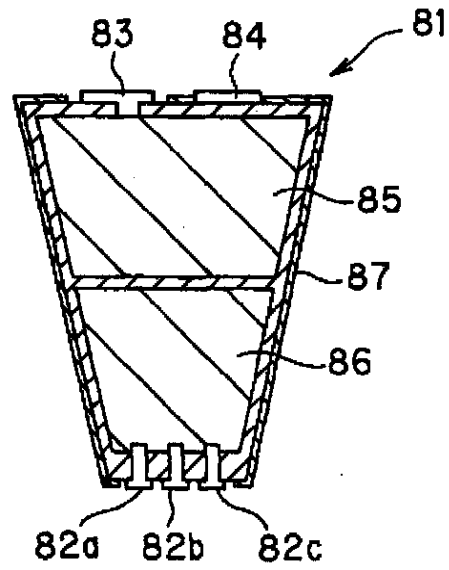
【図２】



【図 7】



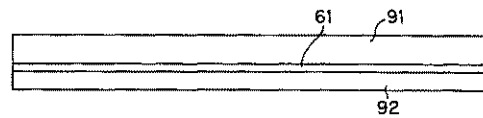
【図 8】



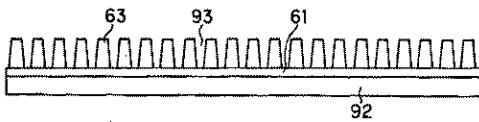
【図 9 A】



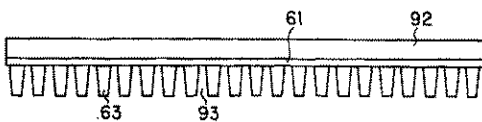
【図 9 B】



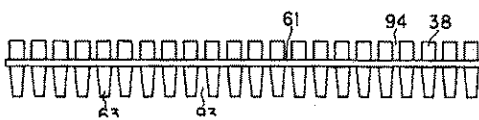
【図 9 C】



【図 9 D】



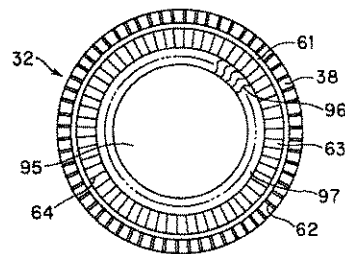
【図 9 E】



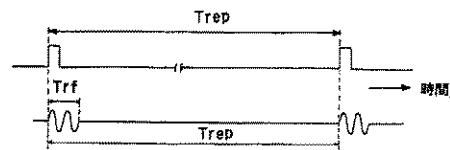
【図 9 F】



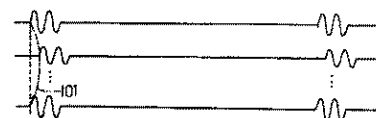
【図 9 G】



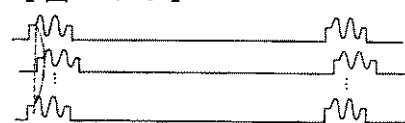
【図 10 A】



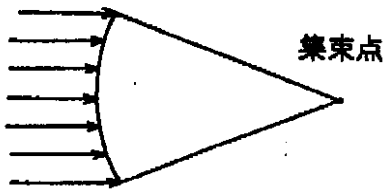
【図 10 B】



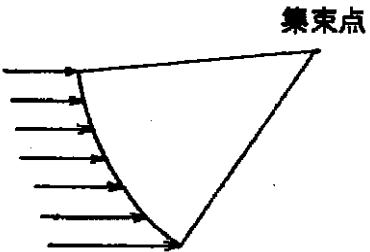
【図 10 C】



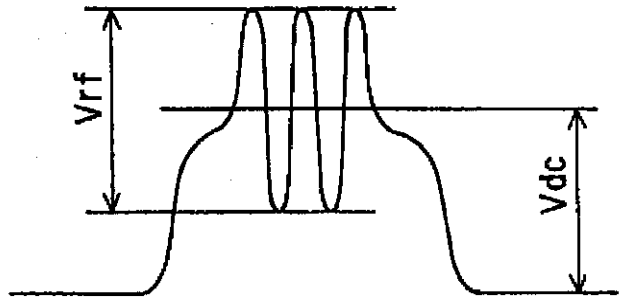
【図10D】



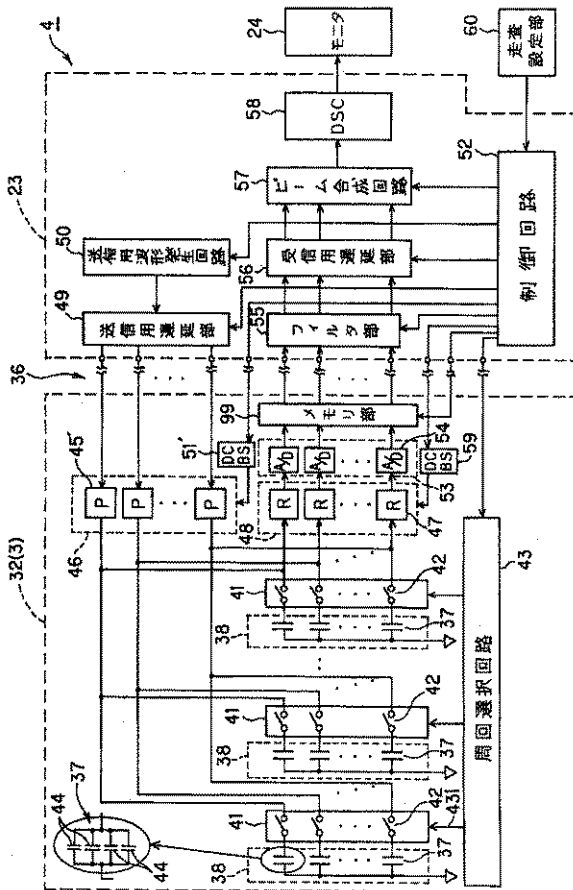
【図10E】



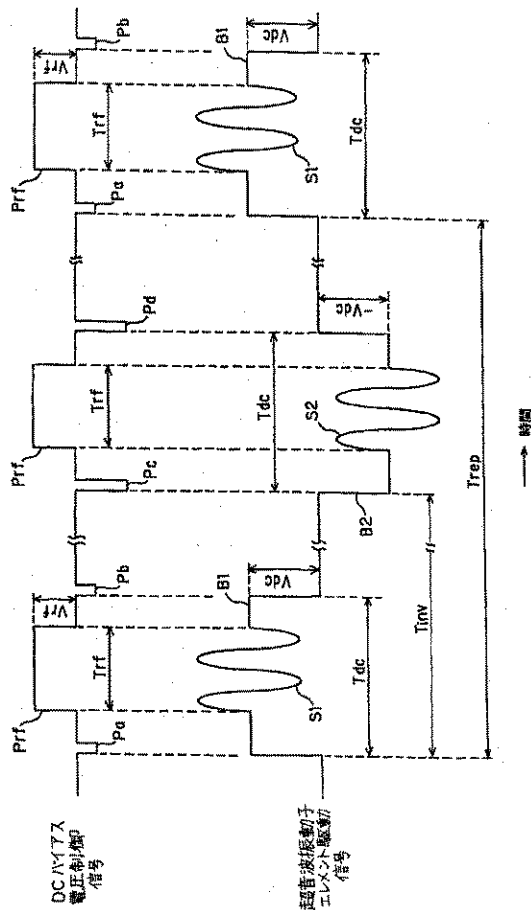
【図11】



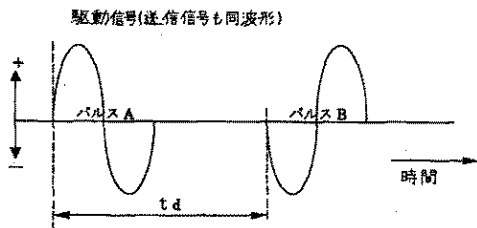
【図12】



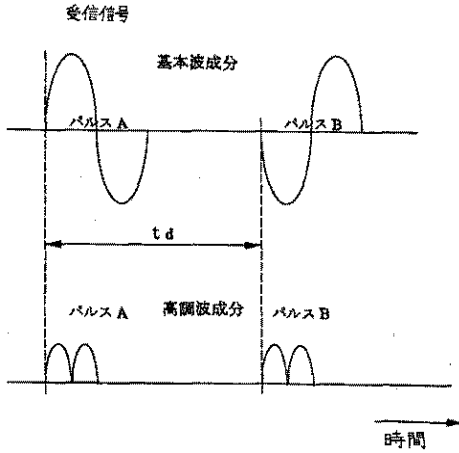
【図13】



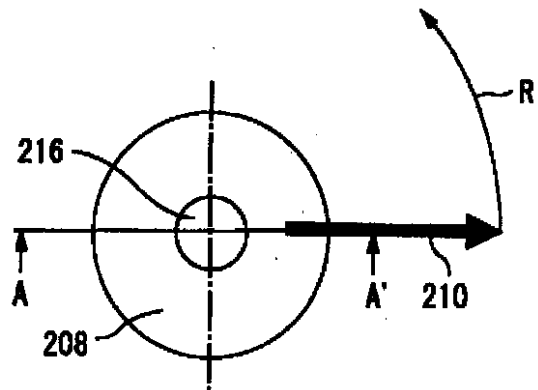
【図 14 A】



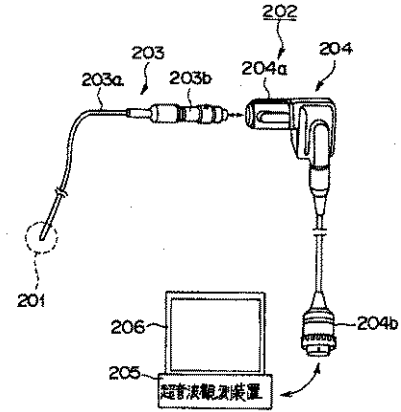
【図 14 B】



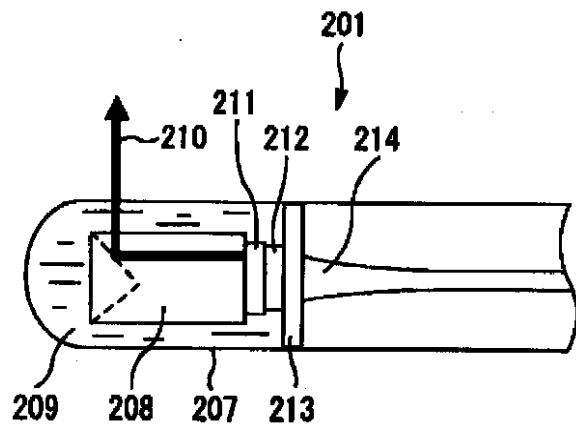
【図 17】



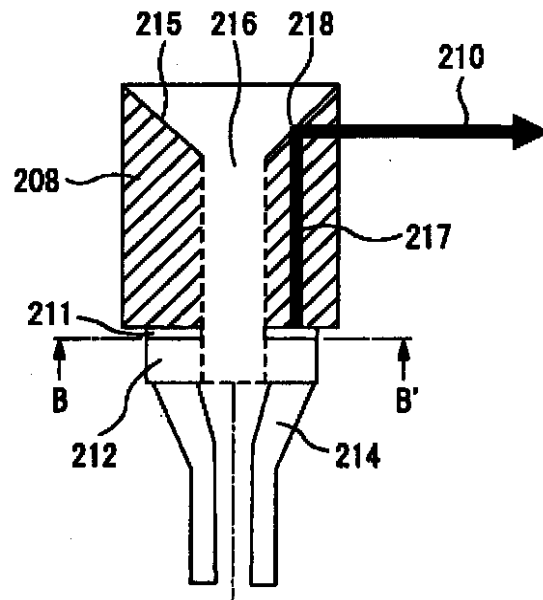
【図 15】



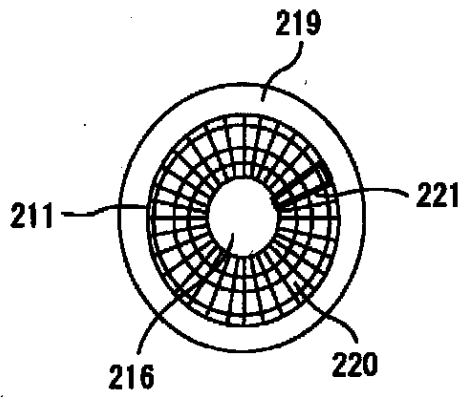
【図 16】



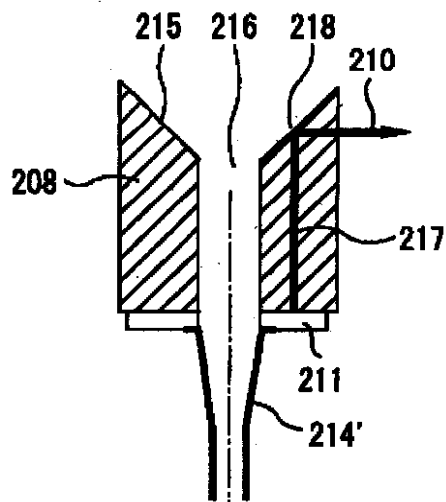
【図 18】



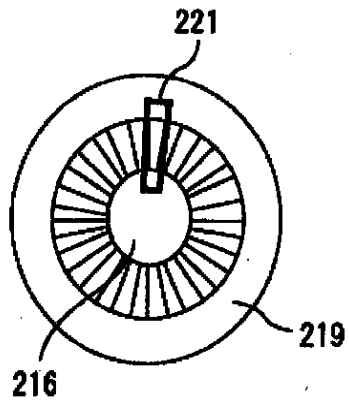
【図 19】



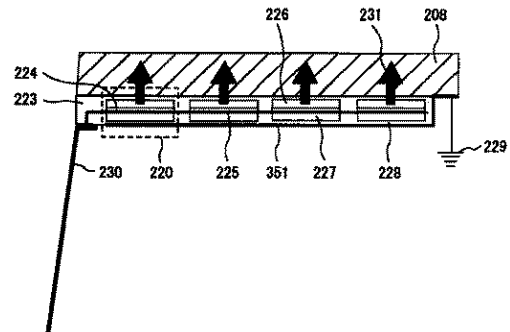
【図 20】



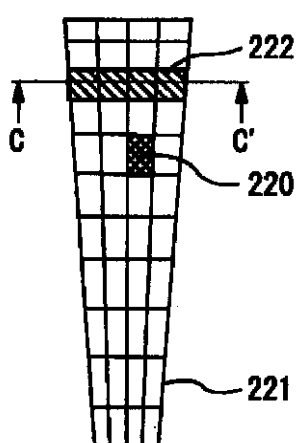
【図 21】



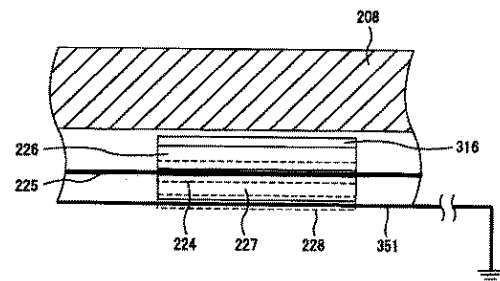
【図 23】



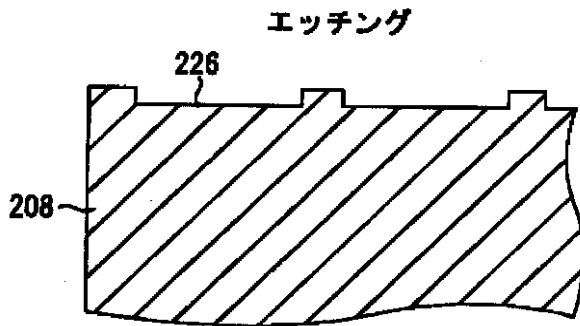
【図 22】



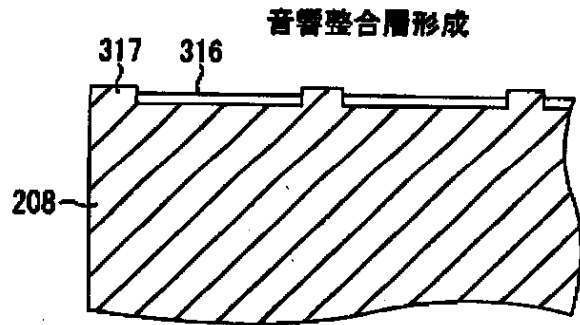
【図 24】



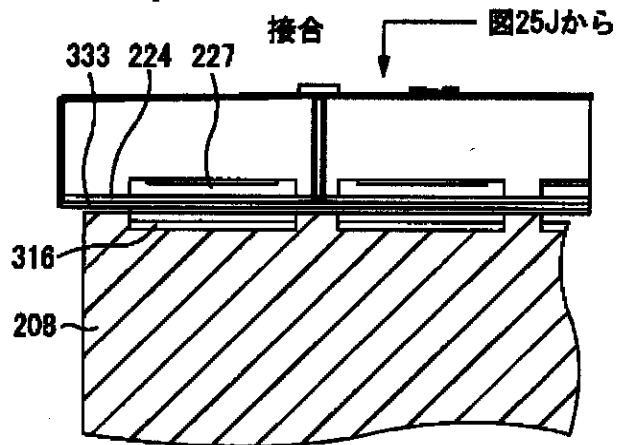
【図25A】



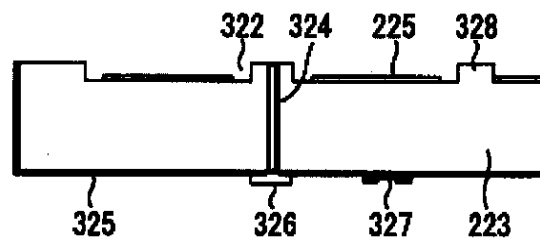
【図25B】



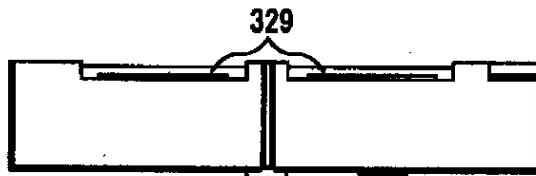
【図25C】



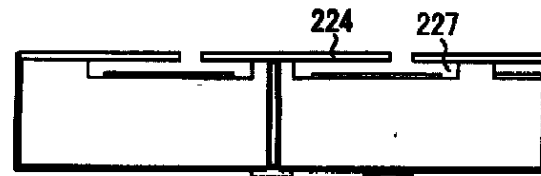
【図25D】



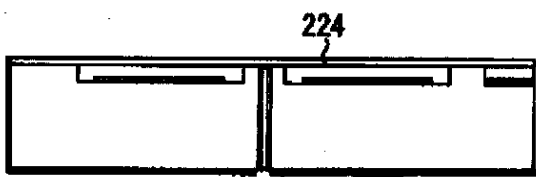
【図25E】



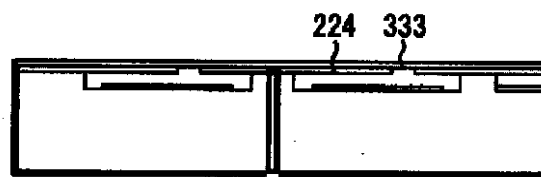
【図25H】



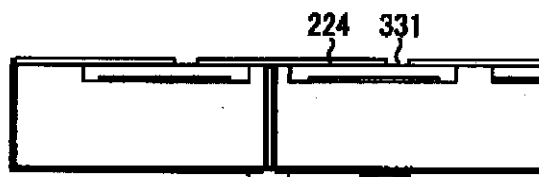
【図25F】



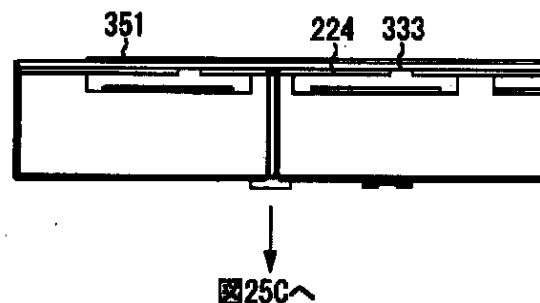
【図25I】



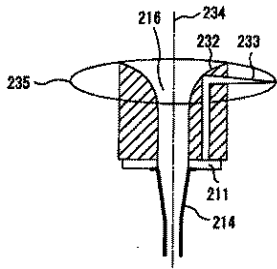
【図25G】



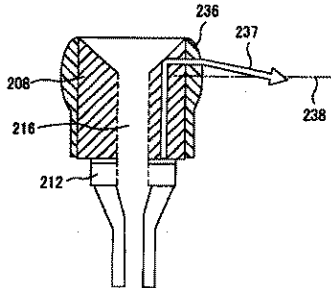
【図25J】



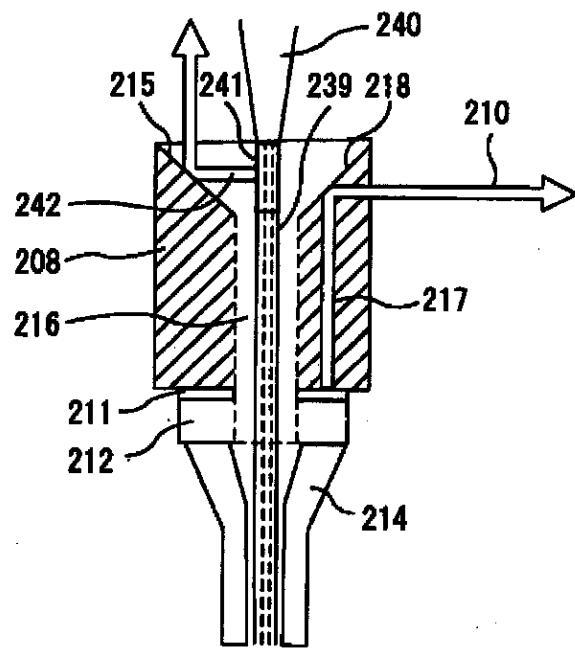
【図 26】



【図 27】

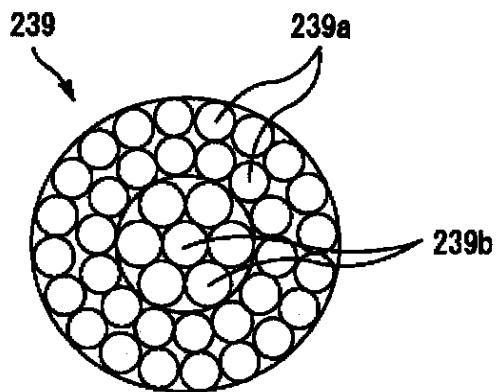


【図 28】

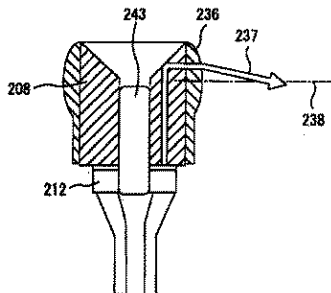


10

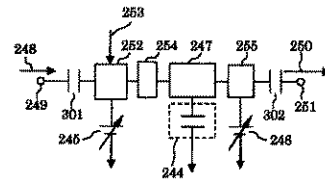
【図 29】



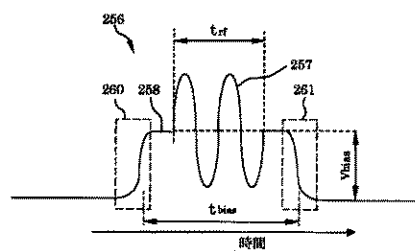
【図 30】



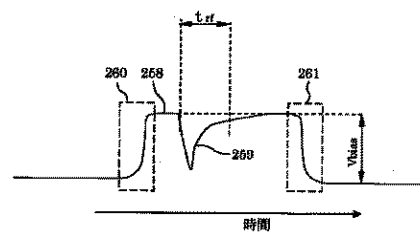
【図 31】



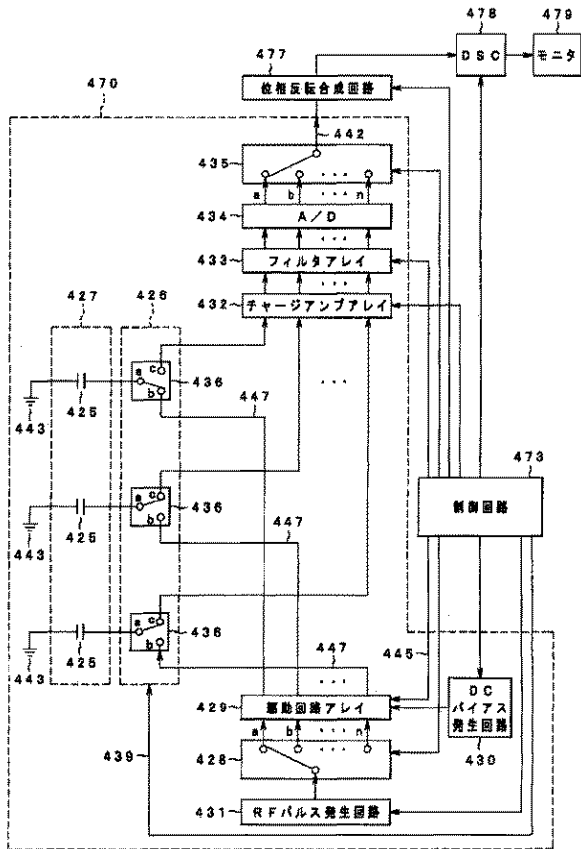
【図 32】



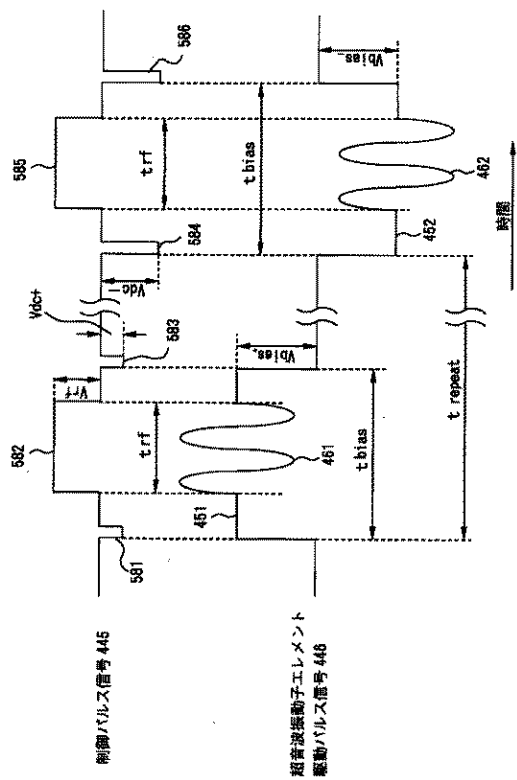
【図 33】



【図 34】



【図 35】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/010592

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁷ A61B8/12		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. ⁷ A61B8/00-8/15		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 9-154844 A (Hitachi Medical Corp.), 17 June, 1997 (17.06.97), Full text; all drawings (Family: none)	1-19 20-46
Y A	JP 1-269080 A (Director General, Agency of Industrial Science and Technology), 26 October, 1989 (26.10.89), Full text; all drawings (Family: none)	1-19, 22, 23, 28-32, 38, 39 20, 21, 24-27, 33-37, 40-46
Y A	JP 5-184574 A (Fujitsu Ltd.), 27 July, 1993 (27.07.93), Full text; all drawings (Family: none)	22, 23, 28-32, 38, 39 1-21, 24-27, 33-37, 40-46
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 July, 2005 (19.07.05)		Date of mailing of the international search report 09 August, 2005 (09.08.05)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2005/010592	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A 61 B 8/12			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A 61 B 8/00-8/15			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2005年 日本国実用新案登録公報 1996-2005年 日本国登録実用新案公報 1994-2005年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y A	J P 9-154844 A (株式会社日立メディコ) 1997.06.17, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-19 20-46	
Y A	J P 1-269080 A (工業技術院長) 1989.10.26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-19, 22, 23, 28-32, 38, 39 20, 21, 24-27, 33-37, 40-46	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 19.07.2005		国際調査報告の発送日 09.08.2005	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8916 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 神谷 直慈 電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 5 / 0 1 0 5 9 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 5 - 1 8 4 5 7 4 A (富士通株式会社)	22, 23, 28-32,
	1 9 9 3 . 0 7 . 2 7 , 全文, 全図	38, 39
A	(ファミリーなし)	1-21, 24-27, 33-37, 40-46

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,
CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,
CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,L
T,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ,TM,TN
,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(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 オリンパス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 オリンパス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 オリンパス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 オリンパス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 オリンパス株式会社内

(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 オリンパス株式会社内

(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 オリンパス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 BB02 BB06 BB24 DE08 FE01 FE03 GB09 GB41
5D019 AA25 AA26 DD01

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	电容式超声波探头装置		
公开(公告)号	JPWO2005120360A1	公开(公告)日	2008-04-03
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/DE08 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/GB09 4C601/GB41 5D019/AA25 5D019/AA26 5D019/DD01		
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	JP4575372B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在圆柱形护套25的尖端部分内布置有电容式超声波换能器33，该电容式超声波换能器33是在圆柱形面的外表面上二维排列的阵列型。电容式超声波换能器单元38采用在圆柱面的纵向上排列的m个电容式超声波换能器元件37作为分割单元，由此提供其中各个电容式超声波换能器单元38易于沿圆周方向布置的布置，由此径向扫描或类似物可以在体腔内进行。

