

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2013-165865
(P2013-165865A)

(43) 公開日 平成25年8月29日(2013.8.29)

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

F I
A61B 8/12

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2012-31386 (P2012-31386)	(71) 出願人	510054647
(22) 出願日	平成24年2月16日 (2012.2.16)		株式会社 In gen M S L
		(74) 代理人	100115200
			弁理士 山口 修之
		(74) 代理人	100148426
			弁理士 森貞 好昭
		(72) 発明者	李 昇穆
			大阪府和泉市あゆみ野2丁目7番1号 株
			式会社 In gen M S L 内
		(72) 発明者	山口 南海夫
			大阪府和泉市あゆみ野2丁目7番1号 株
			式会社 In gen M S L 内
		F ターム (参考)	4C601 BB07 BB08 BB24 DD14 DD15
			EE01 EE13 FE01 FE04 GB05
			GB14 GB20 GB21 GB22 GB41

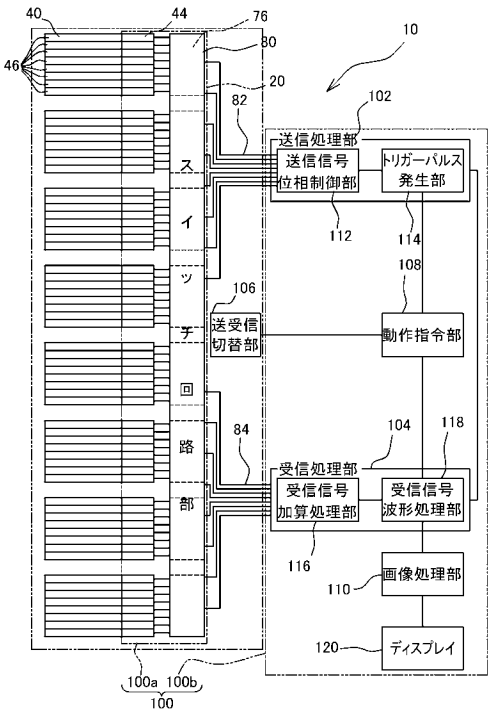
(54) 【発明の名称】 超音波診断像撮影装置

(57) 【要約】

【課題】小型でありつつ、超音波周波数を極端に上昇させることなく解像度、方位分解能、及び距離分解能において高品質な超音波画像を取得可能な超音波診断像撮影装置を提供することを目的とした。

【解決手段】撮影装置10は、超音波を送受信可能な送受信ユニット40を複数、周方向に並べたトランスデューサモジュール20と、トランスデューサモジュール20を動作制御する制御装置100とを有する。送受信ユニット40は、送受信セル46を複数列に亘って並列に形成したものである。撮影装置10は、送受信ユニット40をなす各送受信セル46から送信される超音波を位相制御することにより発生する超音波ビームを、所定の角度範囲に亘って走査させ、反射波を受信することができる。発信処理及び受信処理を行う送受信ユニット40を順次切り替えて、受信信号に基づき走査画像を取得することができる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信可能なプレート状の送受信ユニットを複数、周方向に並べて配置することにより形成された送受信装置と、

前記送受信装置を動作制御する制御装置とを有し、

前記送受信ユニットが、静電容量の変化に基づき超音波を送受信する変換素子を備えた送受信セルを、前記送受信装置の複数列に亘って並列に形成したものであり、

前記制御装置が、

前記送受信ユニットをなす各送受信セルから送信される超音波を位相制御し所定の角度 θ において増幅させることにより超音波ビームを発生させつつ、前記位相制御を実行して前記角度 θ を変化させることにより所定の角度範囲に亘って超音波ビームを走査させる発信処理と、

前記発信処理によって発生した超音波ビームの反射波を受信する受信処理とを実施可能であり、

前記複数の送受信ユニットのうち、発信処理及び受信処理を実行するものを順次切り替えつつ、前記受信処理において反射波を受信することにより発生した受信信号に基づき走査画像を取得することを特徴とする超音波診断像撮影装置。

10

【請求項 2】

制御装置が、超音波の送受信を行う送受信ユニットを周方向に順次切り替えることにより、前記送受信装置の全周に亘って前記発信処理及び前記受信処理を実施することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断像撮影装置。

20

【請求項 3】

前記制御装置が、

前記送受信セルを駆動させるための送受信側制御部と、

前記送受信側制御部に対して外部接続される外部制御部とを有し、

前記送受信側制御部が、前記送受信装置側に設けられていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断像撮影装置。

【請求項 4】

前記送受信側制御部が、各送受信セルに設けられていることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断像撮影装置。

30

【請求項 5】

前記各送受信ユニットと前記送受信側制御部との間にスイッチ手段が介在しており、

前記スイッチ手段により選択された送受信ユニットが備える各送受信セルと、前記送受信側制御部とが接続されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断像撮影装置。

【請求項 6】

各送受信セルに対応するように設けられ、各送受信セルに対して送信パルス信号を伝達させる複数のパルサーと、

各送受信セルに対応するように設けられ、超音波の受信により発生した受信パルス信号を増幅させる複数の受信アンプと、

前記各パルサーに対して、送信パルス信号を位相制御して印加する処理を実行する送信処理部と、

40

前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を波形処理し、必要な位相差を持たせて加算する受信処理部とを有し、

前記送信処理部が、

トリガーパルスを発生させるトリガーパルス発生手段と、

前記トリガーパルス発生手段から受信したトリガーパルスのパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を各セルに設けられた各パルサーに対して供給する送信信号位相制御手段とを有し、

前記パルサー、受信アンプ、及び前記送信処理部の送信信号位相制御手段が、前記送受信側制御部に設けられており、

50

前記受信処理部、及び前記送信処理部のトリガーパルス発生手段が、前記外部制御部に設けられていることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断像撮影装置。

【請求項 7】

各送受信セルに対応するように設けられ、各送受信セルに対して送信パルス信号を伝達させる複数のパルサーと、

各送受信セルに対応するように設けられ、超音波の受信により発生した受信パルス信号を増幅させる複数の受信アンプと、

前記各パルサーに対して、送信パルス信号を位相制御して印加する処理を実行する送信処理部と、

前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を波形処理し、必要な位相差を持たせて加算する受信処理部とを有し、

10

前記送信処理部が、

トリガーパルスを発生させるトリガーパルス発生手段と、

前記トリガーパルス発生手段から受信したトリガーパルスのパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を各送受信セルに設けられた各パルサーに対して供給する送信信号位相制御手段とを有し、

前記受信処理部が、

前記各受信アンプから伝達されてきた受信パルス信号を位相差を持たせて加算する受信信号加算処理部と、

前記受信信号加算処理部において処理された受信パルス信号を波形処理する受信信号波形処理部とを有し、

20

前記パルサー、受信アンプ、前記送信処理部の送信信号位相制御手段、及び前記受信処理部の受信信号加算処理部が、前記送受信側制御部に設けられており、

前記受信処理部の受信信号波形処理部、及び前記送信処理部のトリガーパルス発生手段が、前記外部制御部に設けられていることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断像撮影装置。

【請求項 8】

各送受信セルに対応するように設けられ、各送受信セルに対して送信パルス信号を伝達させる複数のパルサーと、

各送受信セルに対応するように設けられ、超音波の受信により発生した受信パルス信号を増幅させる複数の受信アンプと、

30

前記各パルサーに対して、送信パルス信号を位相制御して印加する処理を実行する送信処理部と、

前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を波形処理する受信処理部とを有し、

前記送信処理部が、

トリガーパルスを発生させるトリガーパルス発生手段と、

前記トリガーパルス発生手段から受信したトリガーパルスのパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を各送受信セルに設けられた各パルサーに対して供給する送信信号位相制御手段とを有し、

40

前記受信処理部が、

前記各受信アンプから伝達されてきた受信パルス信号の一部を選択する受信信号選択処理部と、

前記受信信号選択処理部において選択された受信パルス信号を波形処理する受信信号波形処理部とを有し、

前記パルサー、受信アンプ、前記送信処理部の送信信号位相制御手段、及び前記受信処理部の受信信号選択処理部が、前記送受信側制御部に設けられており、

前記受信処理部の受信信号波形処理部、及び前記送信処理部のトリガーパルス発生手段が、前記外部制御部に設けられていることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断像撮影装置。

50

【請求項 9】

断面形状が正多角形の保持体の外周面に、前記送受信ユニットが設けられていることを特徴とする請求項 1～8 のいずれかに記載の超音波診断像撮影装置。

【請求項 10】

前記制御装置が、前記保持体の外周面に前記各送受信ユニットに対応して設けられた送受信側制御部を有し、

配線パターンを施したフレキシブルプリント基板が、前記送受信ユニットの配線接続部及び送受信側制御部の外周に巻き付けられ、電氣的に接続されていることを特徴とする請求項 1～9 のいずれかに記載の超音波診断像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断のために患者の体内に挿入する等して、超音波診断像を撮影することが可能な超音波診断像撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療技術の高度化に伴い、患者の体内に挿入することにより体内の状態を観察する方式のカテーテルが実用化されている。このようなカテーテルとして、PZT素子を患者の体内に挿入して回転させることにより、全周を観察する方式の血管内カテーテルが実用化されている。しかしながら、この種の血管内カテーテルにおいては、回転に伴う揺らぎによって観察画像が不鮮明になるという問題点、及び体内においてPZT素子を回転させることによる危険性の問題点等が指摘されている。

20

【0003】

そこで、上述したような回転に伴う問題点を解消すべく、下記特許文献1に開示されているように、超音波素子を多数、円筒状に配置し、順次に動作させて全周を観察する構造の超音波カテーテル診断装置が提案されている。この超音波カテーテル診断装置は、ラジアル方向に超音波を発すると共に、反射してきた超音波を受信することが可能とされている。具体的には、特許文献1に開示されている超音波カテーテル診断装置は、円周上にCMUTを配置することによりラジアル方向に超音波を発生させることが可能とされており、超音波の放射する角度を順次変えることにより全周に亘って走査できる構成とされている。

30

【0004】

また、下記特許文献2に開示されている超音波診断装置のように、カテーテル軸上にM個配置されたトランスデューサから超音波を円周上に順次発生させることにより、患者の体内を全周に亘って観察可能としたものが提供されている。この超音波診断装置においては、M個設けられた各トランスデューサから超音波が発信される度に、N個設けられたトランスデューサにおいて反射波が受信される。また、各トランスデューサにおいて受信された各受信信号を検波及びA/D変換の後、メモリーに蓄えるという一連の操作が、M回に亘って繰り返すことにより、全周を走査する。下記特許文献2に係る超音波振動装置においては、このようにして、メモリーに蓄えられたN×M個のデータを開口合成演算を用いて画像を構築することにより、指向性を向上させ、解像度の良い映像を得ようとしている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願公開第2010/0262014号明細書

【特許文献2】特開2010-22389号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

しかしながら、上記特許文献 1 に開示されている超音波カテーテル診断装置においては、超音波画像の解像度の向上、方位分解能の向上、及び距離分解能の向上の全ての面において、現状において要求されている性能を達し得ないという問題がある。具体的には、特許文献 1 に係る超音波カテーテル診断装置における方位分解能は、セルから発射される超音波ビームの指向性とセルの配置とで決定される。また、指向性は、セルの幅と超音波波長に依存して決定され、配置はセルの個数に依存して決定される。特許文献 1 の超音波カテーテル診断装置においては、セルが周方向に 32 個設けられており、11.25 度毎に各セルが並べられている。従って、この超音波カテーテル装置の方位分解能は、11.25 度が上限となる。また、セル単体の指向性については、観測エリアを広くするために 11.25 度程度にしておかなければならないものと想定される。

10

【0007】

ここで、上述した超音波カテーテル診断装置等を血管の診断のために用いるためには、カテーテルプローブの直径が 1 mm 程度である必要がある。また、血管の診断を不自由なく行うためには、カテーテルの表面から 5 mm 離れた位置において周方向に 200 μ m の距離に亘って分解可能な方位分解能を有すること（ ± 2.5 度の方位分解能に相当）、及びカテーテルの表面から 5 mm 離れた位置において軸上 100 μ m 程度の距離に亘って分解可能な距離分解能を有することが要求される。

【0008】

上記特許文献 1 に係る超音波振動装置において方位分解能（セル間角度差）を 2.5 度にするためには、144 個のセルを周囲に配置しなければならない。血管の診断に用いられるカテーテルの直径が 1 mm であると仮定すると、各セルの幅（周方向の長さ）を 21.8 μ m にせねばならず、事実上作成することが困難であるという問題がある。

20

【0009】

また、セル単体の指向性の観点から検討すると、下記（数式 1）に示すように、セル単体の指向性は、セルの幅と、セルから放射される超音波の周波数に依存して決定される。数式 1 において、 k は波数定数、 a は矩形振動子の幅の 1/2、 θ は振動子の垂直面に対する角度に相当する。波動常数 k は $k = \omega / C = 2\pi / \lambda$ （ ω ：角周波数、 C ：音速、 λ ：波長）によって導出される。これらの条件に基づくと、超音波パルスの周波数を約 800 MHz に設定することにより、セルの指向性を 2.5 度に調整することができる。また、本発明者らが鋭意検討したところ、超音波パルスの周波数を 800 MHz とした場合、方位分解能が ± 3 度となり、血管の診断において要求される方位分解能をほぼ達成できることが判明した。

30

【0010】

【数 1】

$$R_{\theta} = \left| \frac{\sin(k \cdot a \cdot \sin \theta)}{k \cdot a \cdot \sin \theta} \right| \cdots \text{（数式 1）}$$

【0011】

しかしながら、現状において実用化されている CMUT は 100 MHz 程度までの周波数域で使用可能なものでしかなく、800 MHz 程度の高周波数域において使用可能なものではない。また、制御用として使用する IC についても、作動に伴う発熱が人体に与える影響等を考慮すると、数十 MHz 程度の周波数域で使用できるものに限定されてしまい、コンピューター用の CPU 等において用いられる動作周波数が高周波数であるものを採用することができないという問題がある。これらの知見を総合すると、上記特許文献 1 に開示されている超音波カテーテル診断装置を、血管等の診断用として用いることは非現実的であると考えられる。

40

【0012】

一方、上記特許文献 2 に開示されている超音波診断装置においては、デジタル信号処理による開口合成手法を導入することにより、作動周波数の低減、及び方位分解能の向上が図られている。しかしながら、特許文献 2 に係る超音波振動装置においては、トランスデ

50

ユーザーが円筒状に配置されているため、画像構築に要する演算処理が極めて複雑かつ時間を要するという問題がある。そのため、特許文献2に係る超音波振動装置においては、全周に亘る画像を構成するフレーム数を少なくせざるを得ない。そのため、特許文献2に係る超音波振動装置においては、血流などによって脈動することにより時々刻々と変化する様子を動的に把握することが困難であり、血管内の状態について画像診断を適切に行う用途において実用レベルに到達していないという問題がある。

【0013】

そこで、本発明は、小型でありつつ、超音波周波数を極端に上昇させることなく解像度、方位分解能、及び距離分解能において高品質な超音波画像を取得可能な超音波診断像撮影装置を提供することを目的とした。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上述した課題を解決すべく提供される本発明の超音波診断像撮影装置は、超音波を送受信可能なプレート状の送受信ユニットを複数、周方向に並べて配置することにより形成された送受信装置と、前記送受信装置を動作制御する制御装置とを有し、前記送受信ユニットが、静電容量の変化に基づき超音波を送受信する変換素子を備えた送受信セルを複数列に亘って並列に形成したものであり、前記制御装置が、前記送受信ユニットをなす各送受信セルから送信される超音波を位相制御し所定の角度 θ において発信させることにより超音波ビームを発生させつつ、前記位相制御を実行して前記角度 θ を変化させることにより所定の角度範囲に亘って超音波ビームを走査させる発信処理と、前記発信処理によって発生した超音波ビームの反射波を受信する受信処理とを実施可能であり、前記複数の送受信ユニットのうち、発信処理及び受信処理を実行するものを順次切り替えつつ、前記受信処理において反射波を受信することにより発生した受信信号に基づき走査画像を取得することを特徴とする。

【0015】

本発明の超音波診断像撮影装置においては、送受信装置が複数の送受信ユニットを周方向に複数並べて形成したものであり、各送受信ユニットから超音波ビームを発生させることが可能とされている。また、各超音波ユニットが受け持つ範囲内に亘って超音波ビームを走査させる発信処理、及び超音波ビームの反射波を受信する受信処理を、複数設けられた各送受信ユニットに実施することにより、全周に亘って超音波ビームの送受信を行うことができる。このような構成とすることにより、従来技術において説明したように多数の送受信セルを設けたり、超音波周波数を極端に上昇させたりしなくても、解像度、方位分解能、及び距離分解能において高品質な超音波画像を取得することが可能となる。また、送受信ユニットをなすデバイスがコンパクトになるため、送受信装置をより一層コンパクト化することが可能となる。

【0016】

上述した本発明の超音波診断像撮影装置は、制御装置が、超音波の送受信を行う送受信ユニットを周方向に順次切り替えることにより、前記送受信装置の全周に亘って前記発信処理及び前記受信処理を実施するものであることが望ましい。

【0017】

かかる構成によれば、複雑な動作制御を実施したり、超音波周波数を極端に上昇させたりしなくても、解像度、方位分解能、及び距離分解能において高品質な超音波画像を取得することが可能となる。

【0018】

また、上述した本発明の超音波診断像撮影装置は、前記制御装置が、前記送受信セルを駆動させるための送受信側制御部と、前記送受信側制御部に対して外部接続される外部制御部とを有し、前記送受信側制御部が、前記送受信装置側に設けられていることを特徴とするものであることが望ましい。

【0019】

また、上述した本発明の超音波診断像撮影装置は、前記送受信側制御部が、各送受信セ

10

20

30

40

50

ルに設けられているものであることが好ましい。

【0020】

かかる構成によれば、送受信セル毎の動作制御を容易かつ確実に行わせることが可能となる。

【0021】

上述した本発明の超音波診断像撮影装置は、前記各送受信ユニットと前記送受信側制御部との間にスイッチ手段が介在しており、前記スイッチ手段により選択された送受信ユニットが備える各送受信セルと、前記送受信側制御部とが接続されることを特徴とするものであることが望ましい。

【0022】

かかる構成とした場合、スイッチ手段により選択された送受信ユニットをなす各送受信セルを、送受信側制御部により動作制御させることが可能となる。これにより、各送受信ユニットに送受信側制御部を設ける必要がなくなる。従って、本発明によれば、超音波診断像撮影装置の装置構成をより一層シンプルなものとすることが可能となる。

【0023】

上述した本発明の超音波診断像撮影装置は、各送受信セルに対応するように設けられ、各送受信セルに対して送信パルス信号を伝達させる複数のパルサーと、各送受信セルに対応するように設けられ、超音波の受信により発生した受信パルス信号を増幅させる複数の受信アンプと、前記各パルサーに対して、送信パルス信号を位相制御して印加する処理を実行する送信処理部と、前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を波形処理し、必要な位相差を持たせて加算する受信処理部とを有し、前記送信処理部が、トリガーパルスを発生させるトリガーパルス発生手段と、前記トリガーパルス発生手段から受信したトリガーパルスのパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を各セルに設けられた各パルサーに対して供給する送信信号位相制御手段とを有し、前記パルサー、受信アンプ、及び前記送信処理部の送信信号位相制御手段が、前記送受信側制御部に設けられており、前記受信処理部、及び前記送信処理部のトリガーパルス発生手段が、前記外部制御部に設けられたものとすることが可能である。

【0024】

本発明の超音波診断像撮影装置においては、送信処理部の一部である送信信号位相制御手段が送受信側制御部に設けられている。そのため、各パルサーから送信信号位相制御手段に対して繋がる複数の送信線は、送受信側制御部側に設けられている。従って、送受信装置と制御装置との間を繋ぐ送信用の信号線が、送信信号位相制御手段とトリガーパルス発生手段とを繋ぐ信号線で済む。

【0025】

また、上述した本発明の超音波診断像撮影装置は、各送受信セルに対応するように設けられ、各送受信セルに対して送信パルス信号を伝達させる複数のパルサーと、各送受信セルに対応するように設けられ、超音波の受信により発生した受信パルス信号を増幅させる複数の受信アンプと、前記各パルサーに対して、送信パルス信号を位相制御して印加する処理を実行する送信処理部と、前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を波形処理し、必要な位相差を持たせて加算する受信処理部とを有し、前記送信処理部が、トリガーパルスを発生させるトリガーパルス発生手段と、前記トリガーパルス発生手段から受信したトリガーパルスのパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を各送受信セルに設けられた各パルサーに対して供給する送信信号位相制御手段とを有し、前記受信処理部が、前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を位相差を持たせて加算する受信信号加算処理部と、前記受信信号加算処理部において処理された受信パルス信号を波形処理する受信信号波形処理部とを有し、前記パルサー、受信アンプ、前記送信処理部の送信信号位相制御手段、及び前記受信処理部の受信信号加算処理部が、前記送受信側制御部に設けられており、前記受信処理部の受信信号波形処理部、及び前記送信処理部のトリガーパルス発生手段が、前記外部制御部に設けられたものとすることが好ましい。

【0026】

本発明の超音波診断像撮影装置においては、送信処理部の一部である送信信号位相制御手段が送受信側制御部に設けられている。また、受信処理部の一部である受信信号加算処理部についても、送受信側制御部に設けられている。そのため、各パルサーと送信信号位相制御手段とを繋ぐ複数の送信線、及び各受信アンプと受信信号加算処理部とを繋ぐ複数の信号線が、送受信側制御部側に設けられている。従って、送受信装置と制御装置との間を繋ぐ送信用の信号線、及び受信用の信号線が、送信信号位相制御手段とトリガーパルス発生手段とを繋ぐ信号線、及び受信信号加算処理部と受信信号波形処理部とを繋ぐ信号線で済む。

【0027】

上述した本発明の超音波診断像撮影装置は、各送受信セルに対応するように設けられ、各送受信セルに対して送信パルス信号を伝達させる複数のパルサーと、各送受信セルに対応するように設けられ、超音波の受信により発生した受信パルス信号を増幅させる複数の受信アンプと、前記各パルサーに対して、送信パルス信号を位相制御して印加する処理を実行する送信処理部と、前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を波形処理する受信処理部とを有し、前記送信処理部が、トリガーパルスを発生させるトリガーパルス発生手段と、前記トリガーパルス発生手段から受信したトリガーパルスのパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を各送受信セルに設けられた各パルサーに対して供給する送信信号位相制御手段とを有し、前記受信処理部が、前記各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号の一部を選択する受信信号選択処理部と、前記受信信号選択処理部において選択された受信パルス信号を波形処理する受信信号波形処理部とを有し、前記パルサー、受信アンプ、前記送信処理部の送信信号位相制御手段、及び前記受信処理部の受信信号選択処理部が、前記送受信側制御部に設けられており、前記受信処理部の受信信号波形処理部、及び前記送信処理部のトリガーパルス発生手段が、前記外部制御部に設けられているものであっても良い。

10

20

【0028】

本発明の超音波診断像撮影装置においては、送信処理部が、トリガーパルス発生手段から受信したトリガーパルスのパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を、送信信号位相制御手段により各送受信セルに設けられた各パルサーに対して供給することにより、指向性の高い超音波ビームを発生させ、所定の角度範囲内において走査させる。また、受信信号選択処理部において超音波ビームの反射波を各受信アンプにおいて受信することにより発生した受信パルス信号の一部を選択し、受信信号波形処理部において波形処理することにより、十分に高精度な解像度、方位分解能、及び距離分解能を有する超音波画像を取得しうる。

30

【0029】

また、本発明の超音波診断像撮影装置においては、上記各発明において受信処理部が備えている受信信号加算処理部に代えて、受信信号選択処理部を設けたものであり、各受信アンプから伝送されてきた受信パルス信号を波形処理し、必要な位相差を持たせて加算する処理を必要としない。これにより、受信信号処理部の構成及び処理をより一層シンプルなものとすることが可能となる。

40

【0030】

ここで、本発明の超音波診断像撮影装置を上述したような構成とした場合、各送受信ユニットの向き及び位置の精度が不十分であると、鮮明な超音波診断画像を取得することが困難であると想定される。

【0031】

かかる知見に基づいて提供される本発明の超音波診断像撮影装置は、断面形状が正多角形の保持体の外周面に、前記送受信ユニットが設けられていることを特徴とするものである。

【0032】

本発明の超音波診断像撮影装置においては、送受信ユニットが設けられている保持体が、正多角形の断面形状を有するものであり、送受信ユニットをなす変換素子が正多角形に

50

形成された保持体の各面にアレー素子が平面上に配置されるため指向性が高い。そのため、本発明の超音波診断像撮影装置によれば、鮮明な超音波診断画像を取得することが可能となる。

【0033】

ここで、本発明の超音波診断像撮影装置は、送受信装置を例えば血管内などに挿入して使用することが想定される。また、送受信装置側に制御装置の一部の構成を設ける場合には、送受信装置側に配線等が必要となるため、この配線等についても十分保護可能な構成であることが望ましい。

【0034】

かかる知見に基づいて提供される本発明の超音波診断像撮影装置は、前記制御装置が、前記保持体の外周面に前記各送受信ユニットに対応して設けられた送受信側制御部を有し、配線パターンを施したフレキシブルプリント基板が、前記送受信ユニットの配線接続部及び送受信側制御部の外周に巻き付けられ、電氣的に接続されていることを特徴とするものである。

10

【0035】

本発明の超音波診断像撮影装置においては、送受信ユニットの配線接続部、及び受信装置側に設けられる制御装置の送受信側制御部が、フレキシブルプリント基板によって取り巻かれ、電氣的に接続されている。これにより、送受信ユニットの配線接続部と送受信側制御部を繋ぐ配線が可能となると共に、配線接続部及び送受信側制御部を保護することが可能となる。

20

【発明の効果】

【0036】

本発明によれば、小型でありつつ、超音波周波数を極端に上昇させることなく解像度、方位分解能、及び距離分解能において高品質な超音波画像を取得可能な超音波診断像撮影装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断像撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断像撮影装置を構成する送受信ユニットを示すブロック図である。

30

【図3】図1に示す超音波診断像撮影装置において用いられるトランスデューサモジュールを示す斜視図である。

【図4】(a)は送受信ユニットの構成を示す平面図であり、(b)は(a)に示す送受信ユニットを構成する送受信セルを一部拡大して示した平面図である。

【図5】(a)は送受信ユニットの一部を示す断面図であり、(b)は(a)に示す送受信ユニットを構成する送受信セルを一部拡大して示した断面図である。

【図6】各送受信ユニットとフレキシブルプリント基板との関係を示す説明図である。

【図7】送受信部において超音波ビームを発信している状態を示す説明図である。

【図8】(a)は送信信号位相制御部の構成を示すブロック図、(b)は送信信号位相制御部においてなされるスライスレベルの設定と出力パルスの位相差の関係を示すグラフ、(c)は出力パルスの位相制御を行った状態における超音波ビームの発信状態を示す説明図である。

40

【図9】変形例1に係る超音波診断像撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図10】変形例2に係る超音波診断像撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図11】変形例3に係る超音波診断像撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図12】変形例4に係る超音波診断像撮影装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0038】

続いて、本発明の一実施形態に係る超音波診断像撮影装置10(以下、単に「撮影装置

50

10」とも称す)について、図面を参照しつつ詳細に説明する。本実施形態の撮影装置10は、血管を拡張する治療において実施される心臓カテーテル検査等において、血管内の様子を詳細に確認するために実施される血管内超音波検査(IVUS: Intravascular Ultrasound)において使用することを目的としたものである。

【0039】

図1に示すように、撮影装置10は、トランスデューサモジュール20と、制御装置100とに大別される。トランスデューサモジュール20は、超音波の送受信を行うための送受信装置としての機能を有する。図3に示すように、トランスデューサモジュール20は、保持体30、及び8枚の送受信ユニット40によって主要部が構成されている。保持体30は、正多角形であればいかなるものであっても良いが、本実施形態では断面形状が略正八角形の柱状体によって構成されている。保持体30は、軸心位置に貫通孔32を有する。

10

【0040】

本実施形態の保持体30の内径は約0.6mmであり、外径(外接円の径)は約1mmである。また、保持体30は、ポリマ、セラミックス、あるいは金属等の適宜の素材によって形成することができる。貫通孔32には、血管内超音波検査において使用されるガイドワイヤ(図示せず)が挿通される。そのため、ガイドワイヤを操作することにより、保持体30を血管内において自由に移動させることができる。

【0041】

送受信ユニット40は、正多角形状の保持体30の外周をなす各外周面34に取り付けられている。本実施形態では、上述した通り保持体30の断面形状が略正八角形であるため、8面の外周面34のそれぞれに送受信ユニット40が固定されている。送受信ユニット40は、略矩形であってプレート状の外観形状を有する。本実施形態の送受信ユニット40は、幅が400~450μm、長さが1.0~3.0mm程度の大きさとされている。送受信ユニット40は、その長手方向が保持体30の軸線方向と略平行になるように設置されている。

20

【0042】

図4に示すように、送受信ユニット40は、超音波の送受信を行うための送受信部42と、信号処理等を行うための制御回路部44とを備えている。送受信部42は、超音波を発すると共に、反射されてきた超音波を受信して電気信号に変換する、いわゆる静電容量型超音波トランスデューサ(CMUT)である。さらに詳細に説明すると、送受信部42は、送受信セル46を複数(本実施形態では8個)並べてアレー状に構成することにより形成されている。各送受信セル46は、長手方向の寸法が1~1.5mmであって、短手方向の寸法が50~60μmの大きさとされており、長手方向が送受信ユニット40の長手方向に向くように取り付けられている。

30

【0043】

図5に示すように、送受信セル46は、基板50上に振動膜52を成膜することにより複数の変換素子48を形成したものである。変換素子48は、いわゆる超小型電気機械的デバイス(MEMS)であり、電圧を加えることにより超音波を発信させる機能、及び超音波を受信することにより発生する静電容量変化に基づき電気信号を発生させる機能を備えている。

40

【0044】

送受信セル46及び変換素子48の構成についてさらに詳細に説明すると、送受信セル46を構成する基板50は、シリコンウエハ、ガラス、あるいは石英等の電気絶縁性を有する素材によって形成されている。基板50の表面には、多数の凹部60が形成されている。この凹部60は、変換素子48を構成するために設けられたものである。また、各凹部60は、基板50の表面に設けた振動膜52によって覆われている。

【0045】

振動膜52は、各凹部60の外縁をなす外縁部62において基板50に固定されているが、凹部60の開口領域においては基板50に対して固定されていない。また、振動膜5

50

2 は、可撓性を有する膜であり、 Si 、 SiN 、あるいは電気絶縁性を有する樹脂等によって形成されている。そのため、振動膜 52 は、非固定部である凹部 60 の開口領域に相当する領域において、基板 50 に対して近接方向及び離反方向に向けて振動することができる。

【0046】

変換素子 48 は、凹部 60 内に設けられた基板側電極 56、及び振動膜 52 の非固定部に設けられた膜側電極 58 の間に電圧を印加することにより、振動膜 52 の非固定部を振動させ、超音波を発信させることができる。また、変換素子 48 は、超音波の受信に伴って振動膜 52 の非固定部が振動することによって両電極 56、58 間に発生する静電容量変化に基づき、電気信号を発生させることができる。

10

【0047】

図 4 (a) に示すように、制御回路部 44 は、上述したような構成の送受信部 42 の一端側に隣接する位置に設けられている。制御回路部 44 は、IC 等によって構成されており、基板 50 の端部に設けられた凹状の収容部 64 内に収容されている。制御回路部 44 をなす制御回路は、例えば、インピーダンスを低減させる可変容量コンデンサ、抵抗、キャパシター、マルチプレクサー等の役割をなすように形成されている。制御回路部 44 は、各膜側電極 58 と電氣的に接続されており、変換素子 48 において発生するインピーダンスを低減させ、キャパシタンス変換、信号増幅などの処理を実行することができる。また、複数（本実施形態では 8 枚）設けられた送受信ユニット 40 の制御回路部 44 は、それぞれ相互に情報通信可能なように接続されている。

20

【0048】

図 3 及び図 5 に示すように、制御回路部 44 は、送受信部 42、及びトランスデューサモジュール 20（保持体 30）の周方向に隣接する他の制御回路部 44 に対してフレキシブルプリント基板等によって配線接続されている。具体的には、図 3 に示すように、フレキシブルプリント基板 45 をトランスデューサモジュール 20（保持体 30）の周方向に巻き付けることにより、図 6 中において矢印で示すように、周方向に隣接する各制御回路部 44 同士を電氣的に接続している。また、フレキシブル基板 45 の端部を各送受信セル 46 の端部に設けられた端子部分に重複させることにより、図 6 中において矢印で示すように送受信部 42 と制御回路部 44 とを電氣的に接続している。

【0049】

30

さらに具体的には、トランスデューサモジュール 20 の製造時点において、フレキシブルプリント基板 45 に対して制御回路部 44 をなす IC がフリップチップボンディング法等により実装される。また、送受信部 42 の端子接続部とフレキシブルプリント基板 45 とをフリップチップボンディング法等によって接続される。このようにしてフレキシブルプリント基板 45 に複数の送受信ユニット 40（送受信部 42 及び制御回路部 44）を取り付けたものを、保持体 30 の外周に巻き付けて取り付けることにより、トランスデューサモジュール 20 が形成される。なお、送受信部 42 の端子接続部を除く、超音波の送受信に供する部分には、フレキシブルプリント基板 45 は巻き付けられない。送受信部 42 の超音波の送受信に供する部分については、超音波の送受信を阻害しないよう、樹脂等のフレキシブルな素材のものを蒸着する等して保護膜を形成しておくことが望ましい。

40

【0050】

図 1 に示すように、上述したフレキシブル基板 45 の端部には、後述する送信用ケーブル 82、及び受信用ケーブル 84 等のケーブルが接続されている。これにより、制御回路部 44 は、外部に設けられた制御装置 100 に対して配線接続されている。

【0051】

制御回路部 44 の構成についてさらに詳細に説明すると、図 2 に示すように、制御回路部 44 は、パルサー 72 と、受信アンプ 74 と、スイッチ回路 76 とを備えた構成とされている。制御回路部 44 は、複数（本実施形態では 8 個）設けられている送受信セル 46 毎に設けられている。制御回路部 44 をなす複数（本実施形態ではそれぞれ 8 個）のパルサー 72 及び受信アンプ 74 は、それぞれスイッチ回路 76 に対して接続されている。ま

50

た、パルサー 7 2 及び受信アンプ 7 4 は、フレキシブルプリント基板 4 5 に形成された配線回路を介して送受信セル 4 6 側に配線接続されている。

【 0 0 5 2 】

スイッチ回路 7 6 は、フレキシブルプリント基板 4 5 に接続された送信用ケーブル 8 2 及び受信用ケーブル 8 4 を介して制御装置 1 0 0 b 側に接続されている。各制御回路部 4 4 に設けられたスイッチ回路 7 6 同士がフレキシブルプリント基板 4 5 によって電氣的に接続されることにより、スイッチ回路部 8 0 が形成されている。各送受信ユニット 4 0 において、各送受信セル 4 6 とスイッチ回路部 8 0 との間に、各送受信セル 4 6 に設けられた制御回路部 4 4 が介在している。

【 0 0 5 3 】

スイッチ回路部 8 0 は、アナログ式のスイッチ回路によって構成されている。スイッチ回路部 8 0 は、複数（本実施形態では 8 枚）設けられた送受信ユニット 4 0 から、超音波信号の送受信を受け持つ送受信ユニット 4 0 を選択するデバイス選択手段としての機能を有する。スイッチ回路部 8 0 には、送信パルス伝達用として設けられた 8 本の送信用ケーブル 8 2、及び受信パルス伝達用として設けられた 8 本の受信用ケーブル 8 4 が接続されている。送信用ケーブル 8 2 及び受信用ケーブル 8 4 は、それぞれ制御装置 1 0 0 に対して接続されている。そのため、制御装置 1 0 0 側から所定の位相で印加された送信信号を、スイッチ回路部 8 0 において選択された送受信ユニット 4 0 の各送受信セル 4 6 に対して印加することができる。これとは逆に、スイッチ回路部 8 0 において選択された送受信ユニット 4 0 において、各送受信セル 4 6 が超音波を受信することによって発生した受信信号は、スイッチ回路部 8 0 を介して制御装置 1 0 0 側に伝達させることができる。

【 0 0 5 4 】

図 1 に示すように、制御装置 1 0 0 は、トランスデューサモジュール 2 0 側に設けられた送受信側制御部 1 0 0 a と、トランスデューサモジュール 2 0 とは別に設けられた外部制御部 1 0 0 b との組み合わせによって構成されている。送受信側制御部 1 0 0 a は、トランスデューサモジュール 2 0 側において、送受信ユニット 4 0 毎に設けられた各制御回路部 4 4 によって構成されている。送受信側制御部 1 0 0 a 及び外部制御部 1 0 0 b は、両者の間に介在しているスイッチ回路部 8 0、及び 8 本の送信用ケーブル 8 2、及び 8 本の受信用ケーブル 8 4 を介して配線接続されている。

【 0 0 5 5 】

外部制御部 1 0 0 b は、送信処理部 1 0 2、受信処理部 1 0 4、動作司令部 1 0 8、及び画像処理部 1 1 0 を備えている。また、送信処理部 1 0 2 は、送信信号位相制御部 1 1 2、及びトリガーパルス発生部 1 1 4 を備えている。受信処理部 1 0 4 は、受信信号加算処理部 1 1 6、及び受信信号波形処理部 1 1 8 を備えている。

【 0 0 5 6 】

送信処理部 1 0 2 は、各送受信セル 4 6 に対応して設けられた各パルサー 7 2 に対して、所定の位相の送信パルス信号を印加するために設けられたものである。送信処理部 1 0 2 は、スイッチ回路部 8 0 により接続先である送受信ユニット 4 0 を選択することにより、選択された送受信ユニット 4 0 に設けられた各パルサー 7 2 と接続された状態とすることができる。

【 0 0 5 7 】

トリガーパルス発生部 1 1 4 は、送信信号位相制御部 1 1 2、及び受信処理部 1 0 4 に対してトリガーパルスを出力することができる。また、送信信号位相制御部 1 1 2 は、トリガーパルス発生部 1 1 4 から受信したトリガーパルスに基づき、各パルサー 7 2 に対して供給される送信パルス信号を位相制御することができる。具体的には、送信信号位相制御部 1 1 2 は、トリガーパルス発生部 1 1 4 から受信したトリガーパルスのパルスパターンを読み出し、このパルスパターンに応じた位相の送信パルス信号を発生させる。これにより、各送受信セル 4 6 から発せられるパルス状の超音波信号を位相制御することができる。

【 0 0 5 8 】

また、送信信号位相制御部 112 による位相制御により、各送受信セル 46 から発せられる超音波信号を位相的に合成させ、所定の角度 θ において同位相になって強め合う状態とすることができる。これにより、送受信ユニット 40 から所定の角度 θ に向けて超音波ビームを発生させることができる。また、送信処理部 102 から各送受信セル 46 に出力される送信パルス信号の位相を変化させることにより、送受信ユニット 40 から所望の角度 θ に向けて超音波ビームを発生させることができる。

【0059】

送信信号位相制御部 112 は、超音波ビームの発生方向（角度 θ ）を適宜変化させる機能を有する。送信信号位相制御部 112 は、角度 θ を所定の角度 X 毎に変化させる。具体的には、送信信号位相制御部 112 は、指向性の半値幅に相当する角度を角度 X として規定し、この角度 X 毎に角度 θ を変化させることが可能な回路構成とされている。送信信号位相制御部 112 により超音波ビームの向き（角度 θ ）を角度 X 毎に変化させることにより、所定の角度領域に亘って超音波ビームを走査させることができる。

【0060】

送信処理部 102 による送信パルス信号の位相制御については、いかなる方法によって実施されても良いが、例えば以下に示すような方法により実施することが可能である。すなわち、図 8 (a) に示すように、送信信号位相制御部 112 に、三角波を発生させることが可能な三角波発生回路 112a、スライスレベル設定手段 112b、及び比較回路 112c を設ける。比較回路 112c については、送受信セル 46 及びパルサー 72 の数量に併せて複数（本実施形態では 8 つ）設けられる。

【0061】

トリガーパルス発生部 114 において発生したトリガーパルスが送信信号位相制御部 112 に入力されると、送信信号位相制御部 112 のスタートパルス発生部 112d からスタートパルスにおいて発生し、三角波発生回路 112a が作動する。これにより、各比較回路 112c に向けて三角波が出力される。また、スライスレベル設定手段 112b から、スライスレベルを定めるための直流電圧が各比較回路 112c に加えられる。各比較回路 112c においては、前述した三角波及びスライスレベルが比較され、スライスレベルより三角波が高くなるとパルサー 72 に向けて送信パルス信号が出力される。

【0062】

送信処理部 102 においては、スライスレベル設定手段 112b によって設定されるスライスレベルを変更することにより、送信パルス信号の位相を変化させることができる。また、具体的には、図 8 (b) に示すように $SL1$ 、 $SL2$ 、 $SL3$ ($SL1 < SL2 < SL3$) の 3 段階のスライスレベルを規定した場合、スライスレベルを最も低い $SL1$ から $SL2$ 、 $SL3$ の順に変化させると、出力パルス信号の位相が順に遅れる。これとは逆に、スライスレベルを最も高い $SL3$ から $SL2$ 、 $SL1$ の順に変化させると、出力パルス信号の位相が順に早まる。このように、スライスレベル設定手段 112b において決定されるスライスレベルの設定次第で出力パルス信号の位相差を自在に変化させることができる。

【0063】

図 8 (c) に示すように、送受信ユニット 40 と垂直方向より角度 θ 分だけ位相をずらすためには、図中左端の送受信セル 46 における出力パルス信号に比べ、図中右端の送受信セル 46 における出力パルス信号は送受信ユニット 40 の幅 L と $\sin \theta$ との関 ($L \cdot \sin \theta$) の距離に相当する分だけ、超音波の発信タイミングを遅延させる必要がある。これにより、送受信ユニット 40 に対して角度 θ だけ傾いた方向に向けて超音波ビームを発信させることができる。

【0064】

本実施形態においては、超音波ビームの発信角度 θ を角度 X 毎に変化させることにより、送受信ユニット 40 が受け持つ角度範囲 (360 度 / 8 個 = 45 度)、すなわち送受信ユニット 40 に対して垂直方向を基準として ± 22.5 度の角度範囲に亘って超音波ビームを走査させる。角度 X を 3 度に設定した場合、 45 度 (± 22.5 度) の角度範囲を走

10

20

30

40

50

査するためには、上述した手順による出力パルス信号の位相制御を 15 回に亘って実施する。

【0065】

受信処理部 104 は、スイッチ回路部 80 により接続先である送受信ユニット 40 を選択することにより、選択された送受信ユニット 40 に設けられた各受信アンプ 74 と接続された状態とすることができる。受信処理部 104 は、選択状態にある送受信ユニット 40 において超音波ビームの反射波を受信して得られる受信信号（受信波）を包絡線検波することにより、信号処理可能な形態にする機能（受信信号波形処理機能）を有する。また、受信処理部 104 は、送受信ユニット 40 をなす複数（本実施形態では 8 個）の送受信セル 46 において受信した受信信号を、必要な位相差を持たせて加算する機能（受信信号位相制御機能）を有する。受信処理部 104 において、受信信号加算処理部 116 は受信信号位相制御機能を発揮するものであり、受信信号波形処理部 118 は受信信号波形処理機能を発揮するものである。

10

【0066】

送受信切替部 106 は、送受信ユニット 40 を超音波の送信機能、及び受信機能のいずれの機能を有するものとして機能させるかを切り替えるための切り替え手段として機能するものである。送受信切替部 106 は、送受信セル 46 に接続されるものとして、パルサー 72 及び受信アンプ 74 のいずれか一方を選択することにより、送受信ユニット 40 の送受信機能を切り替えることができる。すなわち、送受信セル 46 とパルサー 72 とが接続された状態とすることにより、送受信ユニット 40 を超音波ビームの送信装置として機能する状態とすることができる。また、送受信セル 46 と受信アンプ 74 とが接続された状態とすることにより、送受信ユニット 40 を超音波ビームの受信装置として機能する状態とすることができる。

20

【0067】

動作司令部 108 は、上述したスイッチ回路部 80、送信処理部 102、受信処理部 104、及び送受信切替部 106 の動作を統括し、各部に指令を発する部分である。動作司令部 108 は、従来公知の CPU 等によって構成することができる。動作司令部 108 は、以下に示すように各部を動作させることにより、トランスデューサモジュール 20 に亘って超音波の送受信を行う。

【0068】

画像処理部 110 は、上述した受信処理部 104 において得られた受信信号を A/D 変換等することにより、超音波画像に変換する部分である。このようにして変換された超音波画像は、画像処理部 110 に接続されたディスプレイ 120 において観察することができる。

30

【0069】

続いて、本実施形態に係る撮影装置 10 の動作について説明する。撮影装置 10 の動作は、動作司令部 108 の動作指令の下、各部を作動させることにより実施される。具体的には、動作司令部 108 は、スイッチ回路部 80 に対し、トランスデューサモジュール 20 を構成する送受信ユニット 40 のうちの一つを選択するように指令を出力する。これにより、選択された送受信ユニット 40 の制御回路部 44 に対し、制御装置 100 が接続された状態になる。この状態において、動作司令部 108 は、送信処理部 102 から位相制御されたパルス信号が発信されるように動作制御を行う。これにより、送信処理部 102 から選択状態にある送受信ユニット 40 の各送受信セル 46 用のパルサー 72 に対してトリガーパルスが出力される。

40

【0070】

上述したようにしてトリガーパルスが出力されると、各送受信セル 46 において発生するパルス状超音波が位相的に合成され、所定の角度 θ において同位相になって強め合う。また、送信信号位相制御部 112 による制御の下、角度 θ が所定の角度 X 毎に変化させられる。これにより、図 7 に示すように、選択状態にある送受信ユニット 40 が受け持つべき角度範囲全体に亘って、超音波ビームによってスキャンすることができる。本実施形態

50

では、トランスデューサモジュール 20 の周方向に設けられた 8 枚の送受信ユニット 40 によって全周に亘ってスキャンすることとしており、各送受信ユニット 40 が受け持つべき角度範囲は、45 度 (360 度 / 8 個) である。そのため、各送受信ユニット 40 は、超音波ビームを 45 度の角度範囲に亘って、所定の角度 X 毎に角度を変化させながら発せられる。

【0071】

上述した手順による超音波ビームを用いたスキャンは、作動状態とする送受信ユニット 40 をトランスデューサモジュール 20 (保持体 30) の周方向に、順次切り替えつつ、全周に亘って実施される。具体的には、本実施形態においては、作動状態させる送受信ユニット 40 を最初を選択されたものから、順次周方向 (本実施形態では時計回り方向) に切り替えることにより超音波ビームによるスキャンが実施される。

10

【0072】

動作司令部 108 は、上述したようにしてトランスデューサモジュール 20 (保持体 30) の全周に亘って超音波ビームを発信する発信動作を行うと共に、発せられた超音波ビームの反射波 (エコー) が到達するタイミングにおいて各送受信ユニット 40 を受信装置として機能する状態に切り替える制御を実行する。

【0073】

すなわち、動作司令部 108 は、トリガーパルス発生部 114 から発せられたトリガーパルスが受信信号処理部 118 に入力されたタイミングを基準として、超音波ビームの反射波が到達するタイミングを導出する。また、動作司令部 108 は、超音波ビームの反射波が到達するタイミングにある送受信ユニット 40 をスイッチ回路部 80 によって選択する。これと共に、送受信切替部 106 による切り替え操作により、選択された送受信ユニット 40 に設けられた各送受信セル 46 用の受信アンプ 74 に対して受信処理部 104 が接続された状態とする。これにより、受信アンプ 74 において増幅させた超音波ビームの反射波 (受信信号) を、受信処理部 104 において受信可能な状態になる。また、動作司令部 108 は、受信処理部 104 において、受信信号 (受信波) を検波し、信号処理可能な形態にする処理、及び受信信号を必要な位相差を持たせて加算する処理を実行させる。これにより、指向性を向上させつつ超音波ビームの反射波 (エコー) を受信することができる。

20

【0074】

上述した手順による超音波ビームの反射波 (エコー) の受信動作は、受信状態とする送受信ユニット 40 をトランスデューサモジュール 20 (保持体 30) の周方向に、順次切り替えつつ、全周に亘って実施される。本実施形態においては、超音波ビームを発信する送受信ユニット 40 が時計回り方向に順次切り替えられるため、これに則って受信状態とする送受信ユニット 40 についても時計回り方向に順次切り替えられる。

30

【0075】

上述したようにして得られた受信信号は、画像処理部 110 において A/D 変換等の処理を実行することにより、鮮明な画像に変換される。このようにして取得された超音波画像は、半値幅が ±3 度程度の極めて鋭い指向性を有し、方位分解能、及び距離分解能においても高品質である。

40

【0076】

上述したように、本実施形態の撮影装置 10 においては、トランスデューサモジュール 20 を複数の送受信ユニット 40 を周方向に複数並べて形成したものとするにより、各送受信ユニット 40 から超音波ビームを発生させることが可能とされている。また、超音波ビームを走査させる発信処理、及び超音波ビームの反射波を受信する受信処理を、各送受信ユニット 40 に割り当てられた角度範囲内において実行すると共に、これらの処理を実行する送受信ユニット 40 を周方向に順次切り替えることにより、全周に亘って超音波ビームの送受信を行うことができる。これにより、超音波周波数を過剰に上昇させる等することなく、解像度、方位分解能、及び距離分解能において高品質な超音波画像を取得することができる。また、送受信セル 46 をなすデバイスをコンパクト化することができ

50

るため、トランスデューサモジュール 20 をより一層コンパクト化することが可能となる。

【0077】

上述した撮影装置 10 は、制御装置 100 が、送受信セル 46 を駆動させるための送受信側制御部 100a と、送受信側制御部 100a に対して外部接続される外部制御部 100b とを有する。また、送受信側制御部 100a が、トランスデューサモジュール 20 側において、各送受信セル 46 に設けられている。このような構成とすることにより、送受信セル 46 毎に適切に動作制御することが可能となる。

【0078】

また、撮影装置 10 においては、断面形状が正多角形の保持体 30 の外周をなす各面に、送受信ユニット 40 を形成した構成とされている。これにより、断面形状が多角形状の保持体 30 の各外周面 34 上に送受信ユニット 40 をなす変換素子 48 のアレーが正確に平面上に配置されることになり、指向性が高く鮮明な超音波診断画像を取得することが可能となる。

【0079】

また、撮影装置 10 は、保持体 30 の外周面に各送受信ユニット 40 に設けられた送受信側制御部 100a を有し、配線パターンを施したフレキシブルプリント基板 45 を、送受信ユニット 40 の配線接続部及び送受信側制御部 100a の外周に巻き付けることにより、各部を電氣的に接続している。これにより、送受信ユニット 40 の配線接続部と送受信側制御部 100a を繋ぐ配線部分や、送受信ユニット 40 の配線接続部及び送受信側制御部 100a の保護及び簡素化を図ることが可能となる。従って、撮影装置 10 は、トランスデューサモジュール 20 を例えば血管内などに挿入して使用する用途において、有効利用することが可能である。

【0080】

上述した撮影装置 10 は、本発明の一実施形態を示したものに過ぎず、適宜構成を変更しても良い。具体的には、下記変形例 1 ~ 変形例 4 に示すように、制御装置 100 の構成を変更する等しても良い。以下、撮影装置 10 の変形例に係る撮影装置 200, 300, 400, 500 について、特徴部分である制御装置 100 の構成に着目しつつ詳細に説明する。なお、以下の説明において、上述した実施形態と同一の構成については同一の符号を付し、詳細の説明については省略する。

【0081】

変形例 1

図 9 に示すように、変形例 1 に係る撮影装置 200 は、制御装置 100a, 100b の構成が相違する。すなわち、上記実施形態においては、各送受信ユニット 40 の制御回路部 44 が同一の回路構成を有するものである。しかしながら、本変形例においては、複数設けられた送受信ユニット 40 のうちの制御回路部 44 を上述したものと同様にし、残りについてはスイッチ回路部 80 のみを備えた構成とした点において相違している。また、上記実施形態においては、制御回路部 44 と制御装置 100b との間にスイッチ回路部 80 を設けていたのに対し、本変形例 1 においては各送受信ユニット 40 と制御回路部 44 との間にスイッチ回路部 80 を設けている点においても、構成が相違している。

【0082】

本変形例 1 の撮影装置 200 においては、送信可能とする送受信ユニット 40 をスイッチ回路部 80 によって選択すると、選択された送受信ユニット 40 に設けられた 8 個の送受信セル 46 が、それぞれ制御回路部 44 に設けられた 8 つのパルサー 72 に接続された状態になる。同様に、受信可能とする送受信ユニット 40 をスイッチ回路部 80 によって選択すると、この送受信ユニット 40 に設けられた 8 個の送受信セル 46 が、それぞれ制御回路部 44 に設けられた 8 つの受信アンプ 74 に接続された状態になる。

【0083】

本変形例 1 のように、制御回路部 44 を各送受信ユニット 40 によって共用し、スイッチ回路部 80 を切り替えることにより送受信を行うべき送受信ユニット 40 と外部制御部

10

20

30

40

50

100bとを接続可能とすれば、装置構成を簡略化することができる。

【0084】

変形例2

図10に示すように、変形例2に係る撮影装置300は、上記変形例1に係る撮影装置200において外部制御部100bに設けられている送信信号位相制御部112を、送受信側制御部100a側に組み込んだ構成とされている。このような構成とすることにより、信号伝達用に設けられた送信用ケーブル82を1本のケーブルにより構成することが可能となる。これにより、血管等に挿入されるトランスデューサモジュール20と、外部制御部100bとを繋ぐケーブルの本数を抑制し、より一層コンパクト化を図ることが可能となる。

10

【0085】

変形例3

図11に示すように、変形例3に係る撮影装置400は、上記変形例1に係る撮影装置において、外部制御部100bに設けられている送信信号位相制御部112だけではなく、受信信号加算処理部116まで送受信側制御部100a側に組み込んだ構成とされている。このような構成とすることにより、信号伝達用に設けられた送信用ケーブル82だけでなく、受信用ケーブル84までも1本のケーブルによって構成することが可能となる。これにより、トランスデューサモジュール20と、外部制御部100bとを送信用ケーブル82及び受信用ケーブル84の2本のケーブルによって接続することが可能となり、さらなるコンパクト化を図ることが可能となる。

20

【0086】

変形例4

上記実施形態に係る撮影装置10、及び変形例1～変形例3に係る撮影装置200、300、400においては、超音波ビームの送信時における指向性に加え、受信時における指向性についても十分高くすることができる。しかしながら、超音波ビームの送信時にける指向性を十分高くすることができれば、受信時における指向性を過度に高くしなくても鮮鋭度が高く、診察等の用途に十分使用できる精度の画像を取得できるものと想定される。

【0087】

かかる知見に基づき、本実施例4の撮影装置500においては、図12に示すように、上記変形例3の撮影装置400が備えている受信信号加算処理部116に代えて、受信信号選択処理部130を設けている。受信信号選択処理部130は、各受信アンプ74から伝達されてきた複数の受信パルス信号から画像形成に必要な受信パルスを選択するものである。そのため、受信信号選択処理部130は、受信信号加算処理部116のように、各受信アンプ74から伝達されてきた複数の受信パルス信号の位相差を持たせて加算する複雑な処理を必要としない。従って、受信信号選択処理部130を採用することにより、回路構成をより一層簡素化し、処理速度を向上させることが可能となる。

30

【0088】

その他の変形例

撮影装置10、200、300、400、500については、いずれも上述した構成のトランスデューサモジュール20を用いるものであるが、本発明はこれに限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲内においてトランスデューサモジュール20の構成を変更したものとしても良い。具体的には、上述したトランスデューサモジュール20は、保持体30として断面形状が略正八角形のものを用い、この保持体30をなす8面の外周面34にプレート状の送受信ユニット40を設けた構成である。しかしながら、本発明はこれに限定されるものではなく、略正六角形、略正八角形等の正多角形の断面形状を有する保持体30の各外周面に送受信ユニット40を取り付けた構成としても良い。

40

【0089】

上記実施形態及び変形例においては、送受信の双方の精度を向上させるべく、各送受信ユニット40において複数設けられた送受信セル46において超音波の送受信を行うよう

50

にした例を示したが、多少の精度低下が許容される場合には、装置構成や制御方法を適宜変更することが可能である。具体的には、上記実施形態等においては、各送受信ユニット 40 において複数設けられた送受信セル 46 において得られた受信信号の全てを画像取得のために用いる例を示したが、各送受信ユニット 40 において複数設けられた送受信セル 46 のうち、例えば送受信ユニット 40 の中央に存在する送受信セル 46 等、任意の 1 個の送受信セル 46 のみにおいて超音波の受信するようにしても良い。このようにした場合であっても、十分に鮮明な超音波画像を取得することができる。また、このような構成とした場合には、受信信号伝送用に設けられた受信用ケーブル 84 を 1 本にすることが可能となり、装置構成のさらなるコンパクト化を図ることが可能となる。

【産業上の利用可能性】

10

【0090】

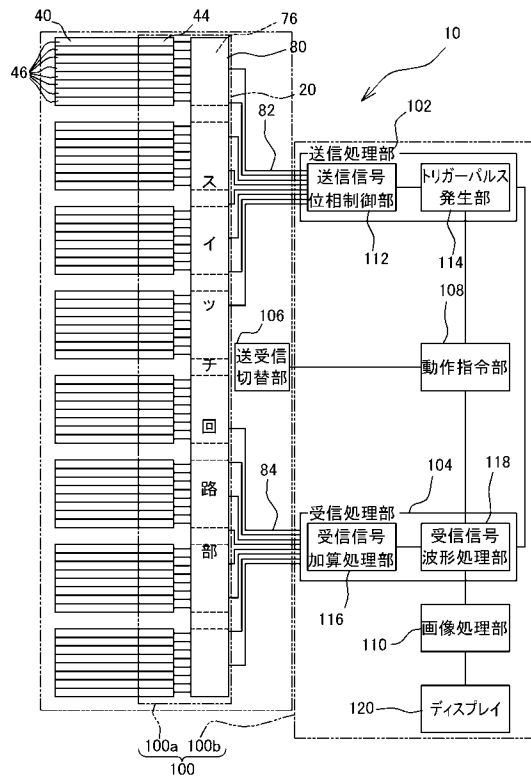
本発明の超音波診断像撮影装置は、医療診断のために患者の体内に挿入する等して、超音波診断像を撮影するために有効利用可能であり、特に血管等の微細な箇所へ挿入して超音波診断像を撮影するために有効利用できる。

【符号の説明】

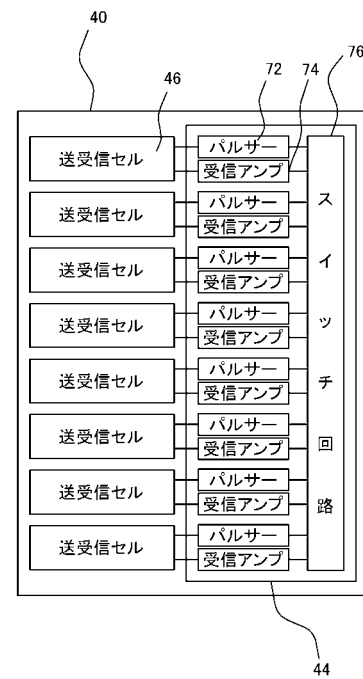
【0091】

10, 200, 300, 400, 500	超音波診断像撮影装置（撮影装置）	
20	トランスデューサモジュール（送受信装置）	
30	保持体	
34	外周面	20
40	送受信ユニット	
42	送受信部	
44	制御回路部	
45	フレキシブルプリント基板	
46	送受信セル	
48	変換素子	
72	パルサー	
74	受信アンプ	
76	スイッチ回路	
80	スイッチ回路部	30
82	送信用ケーブル	
84	受信用ケーブル	
100	制御装置	
100a	送受信側制御部	
100b	外部制御部	
102	送信処理部	
104	受信処理部	
112	送信信号位相制御部	
114	トリガーパルス発生部	
116	受信信号加算処理部	40
118	受信信号波形処理部	

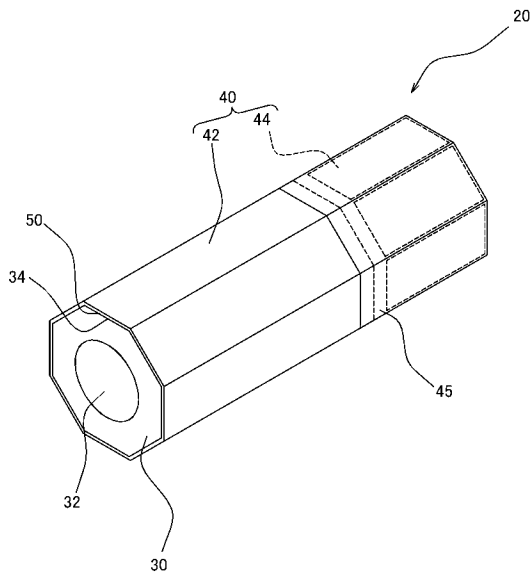
【図 1】



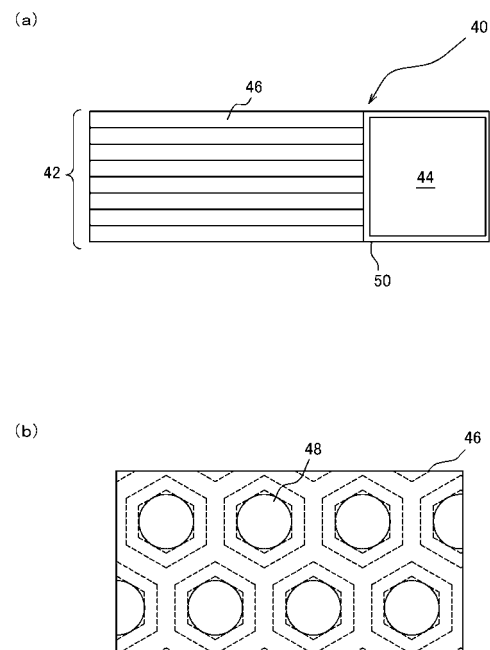
【図 2】



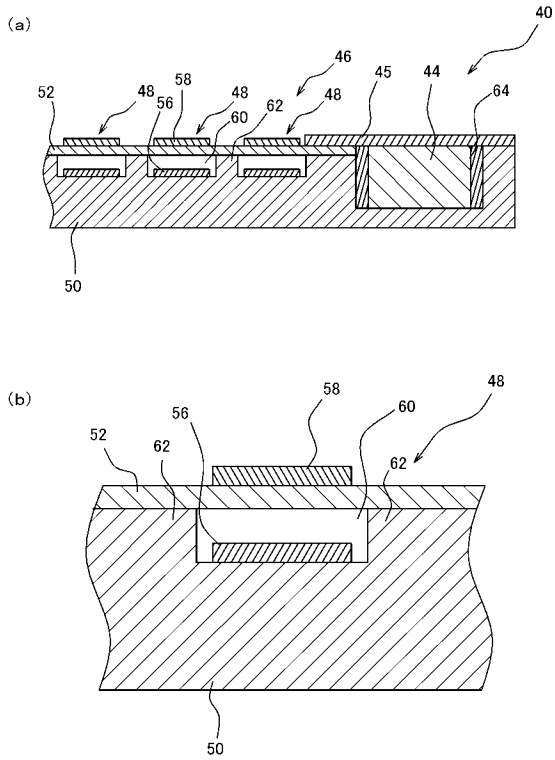
【図 3】



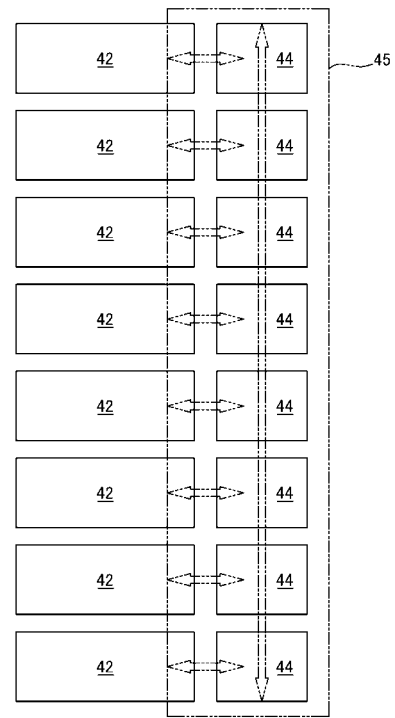
【図 4】



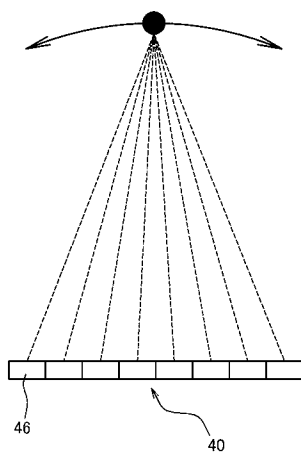
【図 5】



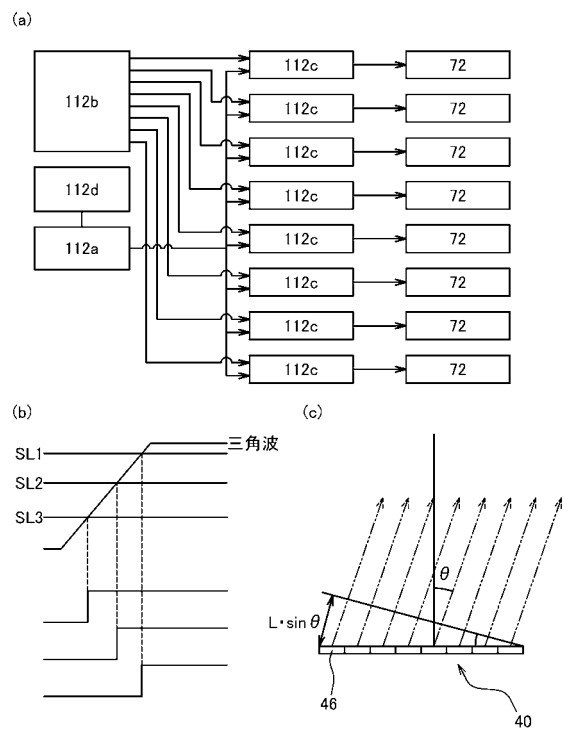
【図 6】



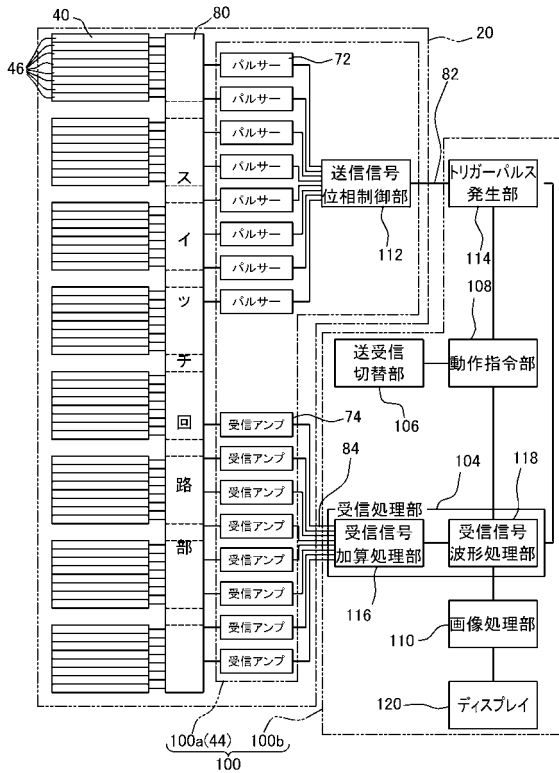
【図 7】



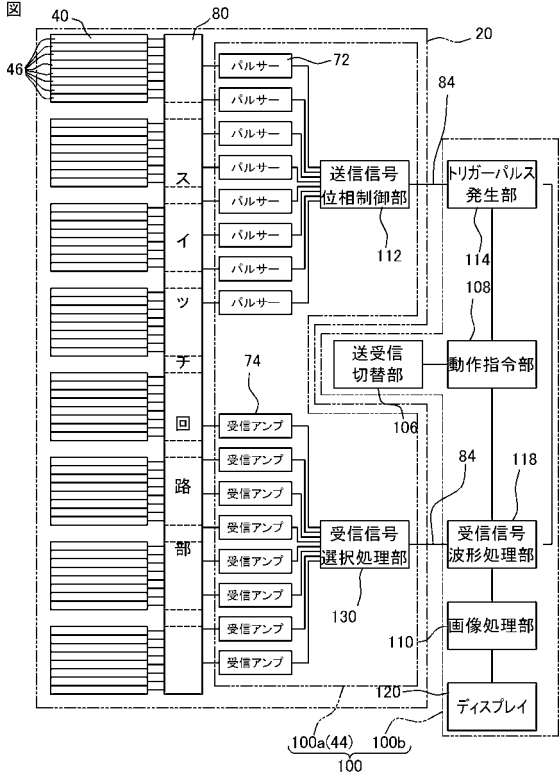
【図 8】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声诊断成像装置		
公开(公告)号	JP2013165865A	公开(公告)日	2013-08-29
申请号	JP2012031386	申请日	2012-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社INGEN MSL		
申请(专利权)人(译)	株式会社INGEN MSL		
[标]发明人	李昇穆 山口南海夫		
发明人	李 昇穆 山口 南海夫		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE01 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE04 4C601/GB05 4C601/GB14 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GB41		
代理人(译)	山口 修之 森贞 好昭		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种小型化的超声波诊断成像装置，能够获得分辨率，方位角分辨率和距离分辨率优异的高质量超声波图像，而不会过度增加超声波频率。解决方案：成像装置10包括：换能器模块20，其中能够发送/接收超声波的多个收发单元40在圆周方向上对齐；控制装置100用于控制换能器模块20的运动。收发单元40通过将收发单元46对准成多行而形成。成像装置10利用从构成收发单元40的各个收发单元46发送的相位控制超声波产生的超声波束扫描规定的角度范围，从而可以接收反射波。可以基于接收信号获得扫描图像，同时顺序地切换收发单元40以进行发送和接收处理。

