

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7330199号  
(P7330199)

(45)発行日 令和5年8月21日(2023.8.21)

(24)登録日 令和5年8月10日(2023.8.10)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 15 (全21頁)

(21)出願番号	特願2020-543182(P2020-543182)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成31年2月14日(2019.2.14)		コーニクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-513879(P2021-513879 A)		ヴェ
(43)公表日	令和3年6月3日(2021.6.3)		Koninklijke Philips N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/053657		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/158640		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和1年8月22日(2019.8.22)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年2月9日(2022.2.9)		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(31)優先権主張番号	18156934.4		etherlands
(32)優先日	平成30年2月15日(2018.2.15)	(74)代理人	110001690
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士法人M&Sパートナーズ
		(72)発明者	ファン レンズ アントニア コルネリア
			オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
			ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 トランスデューサ要素のアレイを使用した超音波撮像システム及び撮像方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1 次元的アレイを形成する複数のトランスデューサ要素と、

第 1 の複数のバイアス電圧回路であって、各前記バイアス電圧回路は、前記トランスデューサ要素のそれぞれの第 1 のセットと通信し、前記トランスデューサ要素のそれぞれの第 1 のセットにバイアス電圧を印加する、第 1 の複数のバイアス電圧回路と、

第 2 の複数の送信及び受信回路であって、各前記送信及び受信回路は、トランスデューサ要素のそれぞれの第 2 のセットと通信し、そのそれぞれの第 2 のセットの前記トランスデューサ要素の信号送信又は受信を刺激する、第 2 の複数の送信及び受信回路とを備え、

各第 1 のセットのトランスデューサ要素の組合せは、いずれの第 2 のセットのトランスデューサ要素の組合せとも異なり、それぞれの前記バイアス電圧回路による前記トランスデューサ要素の前記各第 1 のセットへのバイアス電圧の印加の際に、各第 2 のセットのトランスデューサ要素の一部分のみがそのそれぞれの送信及び受信回路によって作動される、超音波システム。

【請求項 2】

前記トランスデューサ要素の前記各第 1 のセットは、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第 2 のセットからのものであって、前記トランスデューサ要素の前記各第 2 のセットは、任意の第 1 のセットからの最大限 1 つのトランスデューサ要素を備える、請求項 1 に記載の超音波システム。

## 【請求項 3】

前記各第 2 のセットは、第 2 の複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第 1 のセットからのものである、請求項 1 又は 2 に記載の超音波システム。

## 【請求項 4】

前記各第 1 のセットは、隣接トランスデューサ要素のグループを備える、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波システム。

## 【請求項 5】

前記各第 2 のセットは、非隣接トランスデューサ要素のクラスタを備える、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波システム。

## 【請求項 6】

前記各第 2 のセットは、前記 1 次元のアレイに沿って均一に離間された非隣接トランスデューサ要素のセットを備える、請求項 5 に記載の超音波システム。

## 【請求項 7】

各前記トランスデューサ要素は、複数の CMUT トランスデューサセルを備える、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の超音波システム。

## 【請求項 8】

前記複数のトランスデューサ要素はアレイを形成し、前記アレイは、各前記トランスデューサ要素が径方向外側に面した環形状体を備える、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波システム。

## 【請求項 9】

前記各第 1 のセットにおける N 1 個のトランスデューサ要素と、M 個の第 2 のセットと、同時に受信するように刺激され得るトランスデューサ要素の数を表す開口 P とを備え、

$$P = M - N 1 + 1$$

である、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の超音波システム。

## 【請求項 10】

前記第 1 の複数のバイアス電圧回路のうちの少なくとも 1 つ及び前記第 2 の複数の送信及び受信回路のうちの少なくとも 1 つは、特定用途向け集積回路の一部を形成する、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の超音波システム。

## 【請求項 11】

カテーテル本体と、

前記カテーテル本体の遠位部分に結合された、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の超音波システムと

を備える、血管内超音波デバイス。

## 【請求項 12】

1 次元のアレイを形成する複数のトランスデューサ要素と、第 1 の複数のバイアス電圧回路及び第 2 の複数の送信及び受信回路とを備え、各前記トランスデューサ要素が、バイアス電圧の印加及び送信及び受信回路への接続によって送信又は受信のために作動されることで、撮像を実施する超音波システムの作動方法であって、前記作動方法は、

バイアス電圧回路が動作し、それによってトランスデューサ要素のそれぞれの第 1 のセットにバイアス電圧を供給するステップと、

第 1 の送信及び受信回路が動作し、それによってトランスデューサ要素の第 1 のそれぞれの第 2 のセットに送信機能を提供するステップと、

第 2 の送信及び受信回路が動作し、それによってトランスデューサ要素の第 2 のそれぞれの第 2 のセットに受信機能を提供するステップと

を有し、

各第 1 のセットのトランスデューサ要素の組合せは、いずれの第 2 のセットのトランスデューサ要素の組合せとも異なり、それぞれの前記バイアス電圧回路による前記トランスデューサ要素の前記各第 1 のセットへのバイアス電圧の印加の際に、各第 2 のセットのトランスデューサ要素の一部分のみがそのそれぞれの送信及び受信回路によって作動される、作動方法。

10

20

30

40

50

**【請求項 1 3】**

前記第 1 のセットは、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第 2 のセットからのものであって、前記各第 2 のセットは、任意の第 1 のセットからの最大限 1 つのトランスデューサ要素を備える、請求項 1 2 に記載の作動方法。

**【請求項 1 4】**

前記第 1 のセットは、隣接トランスデューサ要素のグループを備え、前記第 2 のセットは各々が、非隣接トランスデューサ要素のクラスタを備える、請求項 1 2 又は 1 3 に記載の作動方法。

**【請求項 1 5】**

前記各第 2 のセットは、第 2 の複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第 1 のセットからのものであって、前記各第 1 のセットは、隣接トランスデューサ要素のグループを備え、前記各第 2 のセットは、非隣接トランスデューサ要素のクラスタを備える、請求項 1 2 から 1 4 のいずれか一項に記載の作動方法。

10

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、トランスデューサ要素のアレイ、特に、容量型マイクロマシン超音波トランスデューサ (CMUT) 要素を使用した超音波撮像システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

トランスデューサ要素のアレイは、限定的な空間において撮像が所望されるときに使用される。

20

**【0003】**

1 つの重要な例は、血管内超音波 (IVUS) 撮像のためのものである。これは、介入性心臓病学において、人間の身体内の疾患のある動脈などの血管のための診断ツールとして、治療の必要性を判断するため、介入を誘導するため、及び / 又は、その効果を評価するために、広く使用されている。IVUS 撮像調査を実施するために、1 つ又は複数の超音波トランスデューサを組み込んだ IVUS カテーテルが、血管内に通され、撮像されるべきエリアへと誘導される。

**【0004】**

トランスデューサは、目的の血管の画像を生むために、超音波エネルギーを射出し、受信する。超音波は、組織構造 (血管壁の様々なレイヤなど)、赤血球、及び他の目的特徴から生じる不連続性によって部分的に反射される。反射された超音波からのエコーは、トランスデューサによって受信され、IVUS 撮像システムに渡される。IVUS 撮像システムは、患者インタフェースモジュール (PIM) によって IVUS カテーテルに接続される。撮像システムは、受信された超音波信号を処理し、デバイスが置かれた血管の断面画像を生む。

30

**【0005】**

今日一般的に使用されている 2 つのタイプの IVUS カテーテル、すなわち回転式及び固体式がある。典型的な回転式 IVUS カテーテルでは、1 つ又は複数の超音波トランスデューサ要素が、目的の血管内に挿入されたプラスチックのシースの内側で回転する柔軟性駆動シャフトの先端部に位置する。トランスデューサ要素は、超音波ビームがデバイスの軸に対して全体的に垂直に伝播するように方向付けられる。流体で充満されたシースは、超音波信号がトランスデューサから組織内へと伝播し、戻ってくることを許容しつつ、回転するトランスデューサ及び駆動シャフトから血管組織を保護する。駆動シャフトが回転すると、トランスデューサは、高電圧パルスによって周期的に励起され、超音波の短いバーストを射出する。次いで、同一のトランスデューサは、様々な組織構造から反射された戻りエコーを待つ。IVUS 撮像システムは、トランスデューサの 1 回の回転の間に発生するパルス / 取得サイクルのシーケンスから血管断面の 2 次元的表示を作り出す。

40

**【0006】**

50

対照的に、固体式 I V U S カテーテルは、デバイスの周囲に分散され、トランスデューサ制御回路のセットに接続された 1 次元のアレイなどの超音波トランスデューサのアレイを含む超音波スキャナアセンブリを担持する。アレイ及びその対応する回路は、しばしば、カテーテルの撮像コア又はスキャナと称される。しばしば、1 次元のアレイは、コンポーネントの論理的構成に関して要素の  $1 \times N$  個のアレイを有する「線的アレイ」として説明される。「1 次元」又は「線的」という用語は、実際の物理的なトランスデューサ要素が物理的直線に沿って配置されるという意味を含むものではない。

【 0 0 0 7 】

従来の画像生成では、トランスデューサ制御回路は、超音波パルスを送信するため、及びエコー信号を受信するために、アレイの個々のトランスデューサを選択する。一連の送信器 - 受信器がペアになった工程を経ることによって、固体式 I V U S システムは、移動部品なしに、機械的にスキャンされたトランスデューサ要素の効果を合成し得る。回転する機械的要素が存在しないので、トランスデューサアレイは、血管の外傷への最小限のリスクで血液及び血管組織に直接的に接触して置かれ得る。更に、回転する要素がないので、インタフェースが単純化される。固体式スキャナは、ケーブル及びコネクタによって撮像システムに直接的に有線接続され得、患者インタフェースモジュール又はコンピューティングシステムに接続され得る。

10

【 0 0 0 8 】

固体式アレイの限定要因は、高周波数画像を実現するためには、トランスデューサの数を増加することが必要とされることである。加えて、トランスデューサ要素への送信 / 受信機能を実行するために各トランスデューサ要素のための別個の回路も必要とされる。例えば、1 mm の容量型マイクロマシン超音波トランスデューサ ( c M U T ) カテーテルは、カテーテルの周囲に沿って置かれた約 1 0 0 個の c M U T トランスデューサ要素 ( その各々が並列に接続された複数のドラムを含む ) を含み、これらのトランスデューサ要素の各々が、それ自体の送信 / 受信回路を必要とする。

20

【 0 0 0 9 】

トランスデューサ要素及びそれらの対応する送信 / 受信回路の数が増加するせいで、高周波数 I V U S は、その性質として、撮像コアの長さ及び直径が大きくなる。これは、カテーテルの直径が大きくなり、撮像コアを収容するカテーテルの遠位部分の柔軟性が低減することと同義である。結果として、従来の I V U S カテーテルは、それらの周波数を、血管系などの身体の蛇行性のルーメンを通過するための実際的なサイズを維持するために制限しなくてはならない。

30

【 0 0 1 0 】

W O 2 0 1 6 / 1 3 9 0 6 5 は、一連の狭帯域パルスから有効な広帯域パルスエコーが生成されるように、一連の時間的に異なるパルスが生成される C M U T 超音波システムを開示している。

【 0 0 1 1 】

米国特許出願第 2 0 0 8 / 0 8 9 1 8 1 号は、D C バイアス電圧を減少させるため、又は D C バイアス電圧の必要性を排除するための特定の構成を有する超音波トランスデューサセルを開示している。

40

【 発明の概要 】

【 0 0 1 2 】

本発明の態様による実施例によると、

1 次元のアレイを形成する複数のトランスデューサ要素と、

第 1 の複数のバイアス電圧回路であって、各バイアス電圧回路は、トランスデューサ要素のそれぞれの第 1 のセットと通信し、トランスデューサ要素のそれぞれの第 1 のセットにバイアス電圧を印加するように構成される、第 1 の複数のバイアス電圧回路と、

第 2 の複数の送信及び受信回路であって、各送信及び受信回路は、トランスデューサ要素のそれぞれの第 2 のセットと通信し、そのそれぞれの第 2 のセットのトランスデューサ要素の信号送信又は受信を刺激するように構成される、第 2 の複数の送信及び受信回路と

50

を備え、

少なくとも1つの第1のセットのトランスデューサ要素は、少なくとも1つの第2のセットのトランスデューサ要素とは異なり、それぞれのバイアス電圧回路によるトランスデューサ要素の少なくとも1つの第1のセットへのバイアス電圧の印加の際に、第2のセットのトランスデューサ要素の一部分のみがそのそれぞれの送信及び受信回路によって作動されるように配置される、超音波システムが提供される。

【0013】

本発明は、ルーメン内デバイス（例えば、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブなど）1つ又は複数のトランスデューサアレイ要素の機能の制御するために必要とされる回路及びワイヤリングの量を低減することによって、IVUS又は心臓内超音波検査（ICE）などの高周波数ルーメン内撮像を可能とするシステム及び方法に関する。特に、本発明の様子は、バイアス電圧回路からバイアス電圧を受信するアレイのトランスデューサ及び送信及び受信回路（パルサー／受信器回路とも称される）によって制御されるアレイのトランスデューサを選択的にグループ化することを提供する。本発明の選択的なグループ化は、同一の送信及び受信回路が、信号を送信するために1つ又は複数のトランスデューサ要素を刺激しつつ、信号を受信するために1つ又は複数の他のトランスデューサ要素を刺激することを可能とする。本発明によると、単一の送信／受信回路が、複数のトランスデューサ要素の送信／受信機能を駆動し得るので、トランスデューサを相互接続するために必要とされるワイヤリングがより少なくなり、撮像コアの全体的サイズが減少され得る。結果として、本発明のシステム及び方法は、例えば血管系のルーメンを通ることが可能なより小さなデバイス占有面積を維持しつつ、より高周波数の撮像を可能とする。

【0014】

複数のトランスデューサ要素と、  
バイアス電圧回路を備える第1の複数の回路と、  
送信及び受信回路を備える第2の複数の回路と  
を備え、  
各トランスデューサ要素は、バイアス電圧の印加及び送信及び受信回路による制御によって送信又は受信のために作動されるように適合され、  
各バイアス電圧回路は、トランスデューサ要素のそれぞれの第1のセットに接続され、  
各送信及び受信回路は、トランスデューサ要素のそれぞれの第2のセットに接続され、  
各第1のセットは、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第2のセットからのものであって、  
各第2のセットは、任意の第1のセットからの最大限1つのトランスデューサ要素を備える、超音波システム（撮像コア）が提供される。

【0015】

全体的な複数のトランスデューサ要素は、グリッド式又はマトリックス式に重複するセットの2つのコレクションに分割される。第1のセットが互いに重複することはないことが留意される。2つのタイプのセットの間の重複においては、バイアス電圧が関連する第1のセットのバイアス電圧回路によって印加され得、関連する第2のセットの送信及び受信回路が送信又は受信機能を実施するように動作され得るので、トランスデューサ要素は、送信又は受信するように動作され得る。この構成は、送信又は受信機能が有効とされるためにトランスデューサ要素に印加されるべき2つの別個の駆動信号の必要性を利用する。

【0016】

本発明は、シーケンスにおいて、1つのトランスデューサ要素が送信のために使用され、1つ又は複数の周囲の要素が受信のために使用される位相式アレイアプローチ（すなわち、合成開口アプローチ）のために特に有益である。最終的な画像は、画像取得プロセスが完了した後に、データ処理によって作り上げられる。

【0017】

任意の第1のセットから1つの要素が選択されるので、単一のトランスデューサ要素が

送信のために動作される。しかしながら、必要に応じて複数の要素が送信のために刺激されてよい。同様に、単一のトランスデューサ要素が受信のために動作される。やはり、必要に応じて複数の要素が受信のために刺激されてよい。

【 0 0 1 8 】

この構成は、バイアス回路及び送信及び受信回路の数、及び必要なワイヤリング（ケーブル）の量も低減させる。特定の実施形態において、第2のセットにおける1つのトランスデューサ要素が送信モードにおいて動作しているときに、この第2のセットの他のトランスデューサ要素は受信モードにおける使用のためには使えない。各第2のセットの異なるトランスデューサ要素を離間させることによって、このことが撮像能力を損なうことなく、エコーが最も多くの情報を運ぶ場所において信号が送信及び受信され得る。

10

【 0 0 1 9 】

明確化のために、トランスデューサ要素の全ての第1のセットは一緒にアレイの全てのトランスデューサ要素を含み、全ての第2のセットは一緒にアレイの全てのトランスデューサ要素を含むことが留意される。

【 0 0 2 0 】

各第2のセットは、好ましくは、第2の複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第1のセットからのものである。

【 0 0 2 1 】

最低限には、各第2のセットは単一のトランスデューサ要素であって、共有はバイアス電圧回路のみに生じる。しかしながら、好ましくは、バイアス電圧回路並びに送信及び受信回路の両方の共有も存在する。

20

【 0 0 2 2 】

各第1のセットは、隣接トランスデューサ要素のグループを更に備える。

【 0 0 2 3 】

バイアス電圧回路を使用してグループを作動させることによって、このグループにおける1つ又は複数のトランスデューサ要素が送信のために使用され、1つ又は複数が受信のために使用される。しかしながら、他のグループにおいて、他のトランスデューサ要素も受信のために使用されてよく、又は他のトランスデューサ要素が代わりに受信のために使用されてよい。

【 0 0 2 4 】

30

各第2のセットは、非隣接トランスデューサ要素のクラスタを備える。各第2のセットは、例えば、1次元のアレイに沿って均一に離間された複数の非隣接トランスデューサ要素を備える。

【 0 0 2 5 】

この離間は、（異なる機能を実施するために）同時に動作され得ないトランスデューサ要素がアレイに沿って離間されることを意味する。トランスデューサ要素の隣接グループに基づくセットと離間されたトランスデューサ要素に基づくセットとの組合せは、上述のグリッド式の機能が実現されることを可能とする。

【 0 0 2 6 】

各トランスデューサ要素は、例えば、複数のトランスデューサセルを備える。

40

【 0 0 2 7 】

これらのセルは、好ましくは、並列に接続され、共有された制御ラインによって制御される。各トランスデューサセルは、例えば、CMUTセルを備える。これらのデバイスは、DCバイアス並びに送信及び受信制御の両方が動作可能とされることを必要とする。DCバイアスは、例えば、セルを崩壊モードにおいて動作させるために使用される。

【 0 0 2 8 】

複数のトランスデューサ要素はアレイを形成し、アレイは、各トランスデューサ要素が径方向外側に面した環形状体を備える。このことは、血管などの管内での撮像のため特に適している。

【 0 0 2 9 】

50

システムは、例えば、各第 1 のセットにおける  $N_1$  個のトランスデューサ要素と、 $M$  個の第 2 のセットと、開口  $P$  とを備える。

【 0 0 3 0 】

この場合、この構成は、

$$P = M - N_1 + 1$$

を満たす。

【 0 0 3 1 】

開口サイズである  $P$  は、1 つの特定の場所において画像を形成するために放射及び感知される要素の範囲を反映する。画像形成は、遡及的に行われる。しかしながら、放射ごとに、組み合わせられる要素のこの範囲はより小さくなり得る。ビーム形成における近年の技術革新によると、近接して離間された送信及び受信要素を使用してサブ開口を形成し、このようなサブ開口をカテーテルに沿ってシフトさせることが関心を集めていることを示す。例えば、もしも開口サイズが 20 (要素番号 1 ~ 20) であるなら、第 1 のサブ開口は要素 [ 1 ~ 5 ] を使用し得、第 2 のサブ開口は要素 [ 2 ~ 6 ] を使用し得、要素 [ 16 ~ 20 ] を使用する第 16 の開口までとなる。次いで、遡及的なビーム形成において、全体的な開口を作り上げるために全ての結果が組み合わせられる。

【 0 0 3 2 】

最大サブ開口サイズ (すなわち、常実現され得るもの) が注目され、これは値  $P$  によって表される。

【 0 0 3 3 】

例として、トランスデューサ要素の総数は 20 個から 200 個の範囲である。各第 1 のセットにおいて 3 個から 10 個の要素があり、各第 2 のセットにおいて 2 個から 5 個の要素がある。

【 0 0 3 4 】

本発明は、

カテーテル本体と、

カテーテル本体の遠位部分に結合された、上に定義された超音波撮像システムとを備える、血管内超音波デバイスも提供する。

【 0 0 3 5 】

これは、本発明の撮像システムの 1 つの有益な適用を定義する。

【 0 0 3 6 】

本発明は、1 次元のアレイを形成するトランスデューサ要素のアレイを使用し、第 1 の複数のバイアス電圧回路及び第 2 の複数の送信及び受信回路によって、撮像を実施する超音波撮像方法であって、各トランスデューサ要素は、バイアス電圧の印加及び送信及び受信回路への接続によって送信又は受信のために作動されるように適合された超音波撮像方法であって、超音波撮像方法は、

バイアス電圧回路を動作させ、それによってトランスデューサ要素のそれぞれの第 1 のセットにバイアス電圧を供給するステップと、

第 1 の送信及び受信回路を動作させ、それによってトランスデューサ要素の第 1 のそれぞれの第 2 のセットに送信機能を提供するステップと、

第 2 の送信及び受信回路を動作させ、それによってトランスデューサ要素の第 2 のそれぞれの第 2 のセットに受信機能を提供するステップと

を有し、

第 1 のセットは、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第 2 のセットからのものであって、各第 2 のセットは、任意の第 1 のセットからのトランスデューサ要素の一部を備える、超音波撮像方法も提供する。

【 0 0 3 7 】

別の実施形態において、各第 2 のセットは、任意の第 1 のセットからの最大限 1 つのトランスデューサを備える。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

この方法は、送信モードにある1つの(第2の)セットと、受信モードにある別の(第2の)セットを提供する。しかしながら、バイアス電圧に接続されたトランスデューサ要素のみがアクティブである。この方法は、単一のトランスデューサ要素が送信モードにあり、単一のトランスデューサ要素が受信モードにあることを可能とする。

【0039】

第1のセットは、隣接トランスデューサ要素のグループを備え、第2のセットは各々が、非隣接トランスデューサ要素のクラスタを備える。

【0040】

バイアス電圧回路を使用してグループを作動させることによって、このグループにおける1つ又は複数のトランスデューサ要素が送信のために使用され、1つ又は複数を受信のために使用される。しかしながら、他のグループにおいて、他のトランスデューサ要素も受信のために使用されてよく、又は他のトランスデューサ要素が代わりに受信のために使用されてよい。

10

【0041】

方法は、各トランスデューサ要素について、トランスデューサセルのセットに対してバイアス電圧、送信機能及び受信機能を提供するステップを有する。

【0042】

方法は、径方向外側に面したトランスデューサ要素の環形状体を使用して撮像を実施するステップを有する。

【0043】

20

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施形態から明らかであり、これらを参照して明瞭にされるであろう。

【0044】

次に、本発明の実施例が、添付の図面を参照して詳細に説明される。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明が特に適用可能な超音波撮像システムのタイプを図示する。

【図2】どのように各バイアス電圧回路がトランスデューサ要素のそれぞれの第1のセットに接続されるかを図示する。

【図3】どのように各送信及び受信回路がトランスデューサ要素のそれぞれの第2のセットに接続されるかを図示する。

30

【図4】CMUTセルを図示する。

【図5】血管内カテーテルベースの撮像システムを図示する。

【図6】超音波撮像方法を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0046】

詳細な説明及び具体的な実施例は、装置、システム及び方法の例示的な実施形態を示すが、単に例示を目的とするものであり、本発明の範囲を限定すると意図されるものではないことが理解されるべきである。本発明の装置、システム及び方法のこれらの及び他の特徴、態様、及び利点は、以下の説明、添付の特許請求の範囲、及び添付の図面から、より良好に理解されよう。図面は単に概略的なものであって、縮尺通りに描かれていないことが理解されるべきである。図面を通じて同一の参照番号が同一の又は類似の部分を示すために使用されていることも理解されるべきである。

40

【0047】

本発明は、トランスデューサ要素のアレイを備える超音波撮像システムを提供する。第1の複数のバイアス電圧回路及び第2の複数の送信及び受信回路が提供されるが、これらは共有されて使用される。これを可能とするために、各バイアス電圧回路はトランスデューサ要素のそれぞれの第1のセット(例えば、隣接グループ)に接続され、各送信及び受信回路はトランスデューサ要素のそれぞれの第2のセット(例えば、離間されたクラスタ)に接続される。各第1のセットは、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異

50

なる第2のセットからのものであって、各第2のセットは、任意の第1のセットからのトランスデューサ要素の一部分（具体的な実施形態においては、最大限1つのトランスデューサ要素）を備える。この構成は、送信又は受信機能が有効とされるためにトランスデューサ要素に印加されるべき2つの別個の駆動信号の必要性を利用する。

【0048】

図1は、本発明が特に適用可能な超音波撮像システムのタイプを図示する。

【0049】

図1は、カテーテル本体の端部に位置付けるためのプローブの形態の血管内超音波システム10を図示する。システム10は、プローブの遠位先端部にトランスデューサ要素12の1次元のアレイを備える。ASICが先端部の更に後方に装着される。「1次元」によって、トランスデューサ要素が、2Dのグリッドではなく単一のラインになることが意味される。この実施例において、ラインは円形状であり、したがって、「1次元」が直線的な物理的ラインを意味するのではなく、代わりに、アレイレイアウトのタイプをより全体的に指すことは明白である。

10

【0050】

各トランスデューサ要素12は、1つ又は複数のトランスデューサセル又はドラム14を含む。トランスデューサセル14は、ライン状構成のトランスデューサ要素に沿って配置されるが、他の構成も可能である。特定の実施形態において、トランスデューサ要素は、容量型マイクロマシン超音波トランスデューサ(CMUT)である。CMUTは、半導体プロセスによって、例えば超音波プローブによって必要とされるASIC回路を製造するために使用される、例えばCMOSプロセスなど同一のプロセスを使用して、バッチ製造され得る超音波トランスデューサ要素である。CMUTトランスデューサセルは、受信した超音波信号の音の振動を変調された容量に変換する電極を有する非常に小さなダイヤフラム状のデバイスである。

20

【0051】

送信のために、電極に印加される容量電荷は、セルのダイヤフラムを振動/運動させて超音波を送信するように変調される。これらのダイヤフラムは、半導体プロセスによって製造されるので、デバイスは、概して、10~500マイクロメートルの範囲の寸法を有し得、ダイヤフラムの直径は、例えば、ダイヤフラムの直径がダイヤフラムの所望の共振周波数(範囲)に合致するように選択され、個々のダイヤフラムの間は数マイクロメートル未満離間される。多くのこのような個々のCMUTセルは一緒に接続され得、単一のトランスデューサ要素として調和して動作され得る。例えば、4個から数10個(例えば、50個)のCMUTセルが、単一のトランスデューサ要素として調和して機能するように、一緒に結合され得る。

30

【0052】

したがって、CMUTトランスデューサベースの超音波システムの製造は、PZTベースのシステムと比べて、よりコスト効果が高い。更には、このような半導体プロセスにおいて使用される材料のおかげで、CMUTトランスデューサは、水及び生物学的組織に合致する一層向上された音響インピーダンスを有し、このことは、(複数の)合致レイヤの必要性を排除し、向上された有効帯域幅を生む。

40

【0053】

CMUTセルによって生み出される音響パワー(出力圧)を最適化するために、CMUTセルは、トランスデューサ要素のCMUTセルが、ギャップを横断して対向する基板に対してダイヤフラム又は柔軟性のメンブランの中央部を駆動するバイアス電圧によって駆動されるいわゆる崩壊モードにおいて動作され、設定周波数を有する刺激を与えられてダイヤフラム又は柔軟性のメンブランをこの設定周波数で共振させる。メンブランが崩壊する電圧は、崩壊電圧と呼ばれ、 $V_c$ で表される。典型的なCMUTセルの構造は、以下において更に論じられる。

【0054】

故に、CMUTセルの動作は、バイアス電圧及びパルス送信信号若しくはパルス受信機

50

能の組合せを必要とする。2つの別個の信号接続のためのこの要件は、マトリックスタイプのアドレス指定スキームを提供する機会を与え、それによって、交差点のトランスデューサセルのみが作動される。

【0055】

本発明は、バイアス電圧回路の第1のセットと、送信及び受信回路の第2のセットとを提供することに基づく。バイアス電圧回路はトランスデューサ要素よりも少なく、好ましくは、送信及び受信回路もトランスデューサ要素よりも少ない。このことは、ワイヤリングの量及び回路の量を低減させる。1つのバイアス回路に接続された複数のトランスデューサ要素は並列に動作され、1つの送信及び受信回路に接続された複数のトランスデューサ要素も並列に動作される。

10

【0056】

各バイアス電圧回路は、トランスデューサ要素のそれぞれの第1のセットに接続される。

【0057】

このことは図2において図示され、トランスデューサ要素12の第1のセット20は、共有されたバイアス電圧回路22に接続する。各第1のセットについてこのようなバイアス電圧回路22が1つ存在する。

【0058】

各送信及び受信回路は、トランスデューサ要素のそれぞれの第2のセットに接続される。

【0059】

このことは図3において図示され、トランスデューサ要素12の第2のセット30は、共有された送信及び受信回路32に接続する。各第2のセットについてこのような送信及び受信回路32が1つ存在する。

20

【0060】

矩形20、30は、セットを形成するためにグループ化されたトランスデューサ要素の場所を単純に示す。

【0061】

バイアス電圧回路22及び送信/受信回路32は、電氣的接続を介して1つ又は複数のトランスデューサ要素に通信可能に結合される。電氣的接続は、ワイヤリング及び/又はプリント接続である。特定の実施形態において、回路22、32は、トランスデューサ要素の近位に、トランスデューサ要素の遠位に、トランスデューサ要素と同心状(例えば、並列)に、及び/又はこれらの組合せにおいて位置付けられる。バイアス電圧回路22及び送信/受信回路32は、1つ又は複数の特定用途向け集積回路(ASIC)内に組み込まれ得る。

30

【0062】

本発明は、超音波システムの回路の複雑さを低減することを可能とするだけでなく、このようなシステムを動作させるために必要とされる相互接続(ケーブルリング)の量も低減する。更に、本発明は、回路と超音波要素との間の導電結合の量を低減することを可能とし、それによって更に、例えば血管系のルーメンを通ることが可能なより小さなデバイス占有面積を維持することを可能とする。

【0063】

好ましくは、第1のセット20及び第2のセット30は、何らかの方法で、同一のトランスデューサをカバーする。例えば、第1のセット20は一緒にアレイの全てのトランスデューサ要素を含み、第2のセット30の全ては一緒にアレイの全てのトランスデューサ要素を含む。しかしながら、アレイは、第1のセット20又は第2のセット30に含まれないアレイの1つ又は複数のトランスデューサ要素を含む場合がある。更には、各第1のセット20は、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第2のセットからのものであって、各第2のセット30は、任意の第1のセットからの要素を備える。具体的な実施形態において、各第1のセット20は、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第2のセットからのものであって、各第2のセット30は、任意の第1のセットからの最大限1つのトランスデューサ要素を備える。

40

50

## 【 0 0 6 4 】

特定の態様において、トランスデューサ要素の全体的なセットは、グリッド式に重複するセットの2つのコレクションに分割される。セットの間の重複において、トランスデューサ要素は、(トランスデューサ要素がメンバーである)関連する第1のセット20のバイアス電圧回路20、及び(トランスデューサ要素がメンバーである)関連する第2のセット30の送信及び受信回路32を使用してバイアス電圧を印加することによって送信又は受信するように動作され得る。

## 【 0 0 6 5 】

特定の実施例において、第1のセット20は各々、隣接要素のグループ(G)を備え、第2のセットは各々、 $360/x$ の角度で位置する「x個の」トランスデューサ要素のクラスタ(C)を備える。故に、各第2のセット(クラスタ)のトランスデューサ要素は、アレイの周りに均等に分散される。

10

## 【 0 0 6 6 】

バイアス電圧を制御し、送信及び受信回路(すなわち、パルサー回路)を選択的に刺激することによって、送信及び受信ハードウェアを共有しつつ、任意の個々のトランスデューサ要素を送信(TX)のために、及び選択された数の(1つ又は複数の)トランスデューサ要素を受信(RX)のために刺激することができる。

## 【 0 0 6 7 】

このアプローチは、IVUSなどにおけるような横向きの円形状トランスデューサアレイに特に適しており、というのは、未選択の要素によって生成される不所望の超音波エネルギーが撮像エリアから完全になくなるからである。このことは、所望のバイアス電圧が印加されていないときであっても送信モードにおいてCMUTセルを完全に電源オフにすることは難しいので、重要である。これは、強い送信パルスと組み合わせさせたCMUTセルの非線的なふるまいのせいである。

20

## 【 0 0 6 8 】

システムの動作は、以下の例示的な表からより良好に理解されよう。

## 【 0 0 6 9 】

30

40

50

【表 1】

表 1

	G1	G2	G3	G4	G5	G6
C1	1			16		
C2	2			17		
C3	3			18		
C4	4			19		
C5	5			20		
C6		6			21	
C7		7			22	
C8		8			23	
C9		9			24	
C10		10			25	
C11			11			26
C12			12			27
C13			13			28
C14			14			29
C15			15			30

10

20

30

## 【0070】

この表は、30個のトランスデューサ要素（表における番号1から30）の構成を示し、並びにそれらがどのグループ（G1からG5）及びどのクラスタ（C1からC15）に属するかを示す。連続するトランスデューサ要素番号は、隣接要素を表す。

40

## 【0071】

例として、トランスデューサ要素6を使用して送信するために、グループ2のバイアス回路が作動され、クラスタ6の送信パルサー回路が作動される。受信に使用することができない唯一のトランスデューサ要素は要素21である。要素7から10は受信に使用され得る。

## 【0072】

受信と送信との間の切り替えは、要素が送信のために選択され、次いで同一の放射の間に受信のためにもう一度選択され得るのに十分なくらい高速である。

50

## 【 0 0 7 3 】

各クラスタは、例えば要素 1 から 1 5 について上の表の左半分のみを有することによって、ただ 1 つのトランスデューサ要素を有することが可能であることに留意されたい。しかしながら、好ましくは、各クラスタ（すなわち、第 2 のセット）は、複数のトランスデューサ要素も含む。更には、もしも各要素について受信及び送信回路が存在するならば、トランスデューサ要素は、代わりに、受信及び送信回路を介して使用不能とされ得る。

## 【 0 0 7 4 】

受信のために使用される 1 つ又は複数の要素が存在する。例えば、要素 1 1 及び 1 2 が、要素 6 に対する送信からもたらされるエコー信号を受信するように動作される。

## 【 0 0 7 5 】

概して、システムは、例えば、各第 1 のセットにおける  $N_1$  個のトランスデューサ要素（すなわち、グループにいくつの要素があるかであり、この場合、 $N_1 = 5$ ）と、 $M$  個の第 2 のセット（すなわち、いくつのクラスタが存在するかであり、この場合  $M = 15$ ）と、送信要素と受信要素との間の（要素の数における）最大距離である開口  $P$  とを備える。

## 【 0 0 7 6 】

これは、以下のように表される。

$$P = N_{clusters} - (N_{elements} / N_{groups}) + 1 = N_{clusters} - SizeGroup + 1$$

## 【 0 0 7 7 】

ここで、 $N_{clusters}$  はクラスタの数であり、 $N_{elements}$  は要素の数であり、 $N_{groups}$  はグループの数であり、 $SizeGroup$  はグループごとの要素の数である。

## 【 0 0 7 8 】

上の表から、これは、列における要素の数から 1 グループの要素を減じ、1 を加えた数であることが容易にわかる。

## 【 0 0 7 9 】

例えば、上の表から要素 1 0 が刺激されたと仮定すると、受信のための最も離れた要素は要素 2 0 である。したがって、最大距離（ $= P$ ）は 1 1（包含的に 1 0 から 2 0）であり、 $N_{group} = 6$ 、 $N_{clusters} = 15$  である。

## 【 0 0 8 0 】

故に、この実施例において、上の等式は、

$$11 = 15 - 30 / 6 + 1 = 15 - 5 + 1$$

として満足される。

## 【 0 0 8 1 】

故に、この関係は、所望の開口を実現するクラスタの数及びグループのサイズを決定するために使用される。

## 【 0 0 8 2 】

例として、トランスデューサ要素の総数は 2 0 個から 2 0 0 個の範囲である。

## 【 0 0 8 3 】

バイアス電圧の変更は低速のプロセスであり、音響エネルギーを生成する。故に、送信（TX）モードと受信（RX）モードとの間でのバイアス電圧の切り替えは不可能である。その結果として、送信のために選択された任意のトランスデューサ要素について、トランスデューサ要素の 1 つのセット（バイアス電圧が印加されたもの）のみが超音波エネルギーの受信のための感受性を有する。

## 【 0 0 8 4 】

セットの形成にはいくつかの制御制限がある。例えば、上の表について、上の例において使用されているように、送信モードにある要素 1 0 は受信モードにある要素 2 0 と組み合わせられ得るが、受信モードにある要素 2 1 とは組み合わせられ得ない。というのは、これは、バイアス電圧がグループ G 2 及び G 5 に印加されることを必要とするからである。これは、TXモードとRXモードにおいて要素 6 及び要素 2 1 の両方が非意図的にアクティ

10

20

30

40

50

ブになるので、不具合を生じさせる。

【 0 0 8 5 】

この制限は、上述の横向きの環状システムについては許容され得、というのは、アクティブな開口が周囲の小さな部分に常に限定されるからであり、これは、画像を形成するために、トランスデューサ要素信号は限定的な数だけ収集される必要があることを意味する。

【 0 0 8 6 】

上の実施例は、完全なグリッドを形成するために、トランスデューサ要素の数がグループ及びクラスタの数で割り切れること（及びクラスタの数がグループごとの要素の数で割り切れること）を可能としている。これは必須ではない。

【 0 0 8 7 】

以下の表は、どのようにして104個の要素のアレイが、28個のクラスタ及び13個のグループを使用して形成されるかを示す。この実施例において、クラスタ（第2のセット）は、3個又は4個の要素を含む（というのは、要素の総数がクラスタの数によって正確に割り切れないからである）。

【 0 0 8 8 】

この実施例において、上の等式は、 $21 = 28 - 104 / 13 + 1$ となる。例えば、これは要素24から44（包含的）である。

【 0 0 8 9 】

【表2】

表2

	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12	G13
C1	1			29				57			85		
C2	2			30				58			86		
C3	3			31				59			87		
C4	4			32				60			88		
C5	5				33			61				89	

10

20

30

40

50

C6	6			34		62			90	
C7	7			35		63			91	
C8	8			36		64			92	
C9		9		37			65		93	
C10		10		38			66		94	
C1		11		39			67		95	
C12		12		40			68		96	
C13		13			41		69			97
C14		14			42		70			98
C15		15			43		71			99
C16		16			44		72			100
C17			17		45			73		101
C18			18		46			74		102
C19			19		47			75		103
C20			20		48			76		104
C21			21			49		77		
C22			22			50		78		
C23			23			51		79		
C24			24			52		80		
C25				25		53			81	
C26				26		54			82	
C27				27		56			83	
C28				28		56			84	

10

20

30

40

## 【 0 0 9 0 】

この実施例は、表において、最後の要素と最初の要素との間に開口サイズを減少させるギャップがあることに留意されたい。このことは、要素がセグメントへと正確に割り切れる必要がないことを示す。しかしながら、例えば、この設計を112個の要素（14個のグループ）若しくはそれよりもわずかに少ない要素、又は84個の要素（11個のグループ）又はそれよりもわずかに少ない要素で動作させることが好ましい。

## 【 0 0 9 1 】

所与の数の要素について、グループ及びクラスタを構成するために多くのやり方があり、これは所望の開口を実現するために実施されることは、直ちに明らかであろう。

50

## 【 0 0 9 2 】

I V U S システムにおける信号処理は、典型的には、一度に 1 つの要素が刺激され、一度に 1 つ（又は複数）の周囲の要素が受信のために使用される合成開口アプローチを伴う。ビーム形成は、送信及び受信要素の全ての組合せの信号を組み合わせることによって適及的に実行される。

## 【 0 0 9 3 】

上に説明されたように、本発明は、バイアス電圧がセルを作動又は作動停止させるために使用されなければならない C M U T セルのために特に有益である。

## 【 0 0 9 4 】

完璧を期するために、図 4 は、シリコン基板 1 1 2 の上方に、間にギャップ又は空洞 1 1 8 を有して吊るされた柔軟性メムラン又はダイヤフラム 1 1 4 を有する C M U T セル 1 0 0 を図示する。この実施例において、第 1 の電極 1 2 2 は、基板 1 1 2 の上側面のセルの床に位置する。第 2 の電極 1 2 0 は、ダイヤフラム 1 1 4 上に位置し、ダイヤフラムとともに運動する。図示された実施例において、2 つの電極は円形状である。

10

## 【 0 0 9 5 】

誘電体（不図示）が、基板 1 1 2 の上、及び上部（第 2 の）電極 1 2 0 の下に提供される。これら 2 つの誘電体は、組成及び厚さが等しくてよいが、非対称（異なる材料及び厚さ）であってもよい。

## 【 0 0 9 6 】

電極 1 2 0 の設計の他の実現方法、例えば、電極 1 2 0 がメムラン 1 1 4 内に埋め込まれること、又はメムラン 1 1 4 の上に追加的レイヤとして積層されること、などが考えられる。この実施例において、非限定的な例として、第 1 の電極 1 2 2 は円形状に構成され、基板レイヤ 1 1 2 に埋め込まれる。他の適切な構成、例えば、第 1 の電極 1 2 2 の他の電極形状及び他の場所、例えば、第 1 の電極 1 2 2 がギャップ 1 1 8 に直接的に露出されるか、又はギャップ 1 1 8 から電氣的絶縁レイヤ若しくはフィルムによって離間されて第 2 の電極 1 2 0 と第 1 の電極 1 2 2 との間の短絡を防止するような、基板レイヤ 1 1 2 上がある。加えて、メムランレイヤ 1 1 4 は、基板レイヤ 1 1 2 の上面に対して固定され、メムランレイヤ 1 1 4 と基板レイヤ 1 1 2 との間に球形状又は筒形状の空洞 1 1 8 を画定するような構成及び寸法に形成される。疑義を避けるために、図 4 において、非限定的な例として、第 1 の電極 1 2 2 は接地されることが留意される。もちろん、他の構成、例えば、第 2 の電極 1 2 0 が接地される構成、又は第 2 の電極 1 2 0 及び第 1 の電極 1 2 2 の両方が浮遊している構成も同様に可能である。

20

30

## 【 0 0 9 7 】

セル 1 0 0 及びそのギャップ 1 1 8 は、代替的な幾何学的形状を有し得る。例えば、空洞 1 1 8 は、矩形又は正形状の断面、五角形状の断面、楕円形状の断面、又は不規則な形状の断面を有し得る。本明細書において、C M U T セル 1 0 0 の直径への言及は、セルの最大横方向寸法であるものとして理解されるべきである。

## 【 0 0 9 8 】

C M U T セル 1 0 0 の電極は、デバイスの容量性プレートを提供し、ギャップ 1 1 8 は、キャパシタのプレート間の誘電体である。ダイヤフラムが振動するとき、プレート間の誘電ギャップの寸法の変化が、受信された音響的エコーへの C M U T セル 1 0 0 の反応として感知される容量の変化をもたらす。しばしば、c M U T は崩壊モードにおいて使用され、この場合、誘電ギャップは可変的な幅を有するドーナツ形状に見える。バイアス電圧がないと、c M U T は崩壊モードにならない。

40

## 【 0 0 9 9 】

電極間の離間は、電圧供給装置 1 0 1 によって電極に静電圧、例えば D C バイアス電圧を印加することによって制御される。電圧供給装置 1 0 1 は、例えば送信モードにおいて、C M U T セル 1 0 0 の駆動電圧それぞれの D C 及び A C 又は刺激コンポーネントを提供するために別個のステージ 1 0 2、1 0 4 を備える。実のところ、本発明は、異なるステージがトランスデューサ要素の異なるセットに割り当てられることを可能とするためにこ

50

の分離を利用する。

【 0 1 0 0 】

第1のステージ102は、静(DC)電圧コンポーネントを生成するように適合され、第2のステージ104は、設定交流周波数を有する交流可変電圧コンポーネント又は刺激を生成するように適合され、この信号は、典型的には、全体的駆動電圧と前述のその静的コンポーネントとの間の差である。印加される駆動電圧の静的又はバイアスコンポーネントは、好ましくは、CMUTセル100を崩壊状態にする閾値電圧に合致するか、又はこれを超える。このことは、第1のステージ102が、全体的電圧の特に低ノイズの静的コンポーネントを生成するために、比較的大きなキャパシタ、例えば平滑キャパシタを含むという利点を有し、この静的コンポーネントは、典型的には、全体的電圧に支配的であり、全体的電圧信号のノイズ特性は、この静的コンポーネントのノイズ特性に支配される。

10

【 0 1 0 1 】

電圧源供給装置101の他の適切な実施形態は、例えば、電圧源供給装置101が、CMUT駆動電圧の静的DCコンポーネントを生成するための第1のステージ、駆動電圧の可変DCコンポーネントを生成するための第2のステージ、及び信号の周波数変調又は刺激コンポーネントを生成するための、例えばパルス回路などの第3のステージを含む3つの個別のステージを含む実施形態など、明らかであるべきである。要約すると、電圧源供給装置101は任意の適切なやり方で実現されるものである。

【 0 1 0 2 】

特定の閾値よりも上の静電圧を印加することによって、CMUTセル100は、メンブラン114が基板112上に崩壊した崩壊状態にされることが知られている。この閾値は、CMUTセル100の正確な設計に依存し、電極間の電場による力を通じてメンブラン114がセル床にくっつく(接触する)崩壊電圧として知られるDCバイアス電圧として定義される。メンブラン114と基板112との間の接触の量(面積)は印加されるバイアス電圧に依存する。メンブラン114と基板112との間の接触面積を増加させると、メンブラン114の共振周波数が増大する。故に、崩壊モードのCMUTセル100の周波数応答は、崩壊後にCMUT電極に印加されるDCバイアス電圧を調節することによって変更される。結果として、より高いDCバイアス電圧が電極に印加されると、CMUTセルの共振周波数は増大する。

20

【 0 1 0 3 】

本発明は、上に説明されたように、AC及びDC駆動部分の分割を利用する。加えて、CMUTバイアス電圧は1つのノード(例えば、底部電極)に印加され、刺激電圧は他のノード(例えば、上部電極)に印加される。

30

【 0 1 0 4 】

図5は、上述の超音波撮像システム10をカテーテルルーメン210の遠位端部に備え、血管212内に挿入される血管内カテーテルベースの撮像システム200を図示する。カテーテルは、患者インタフェースモジュール214、コンピューティングシステム216及びモニタ218に結合される。

【 0 1 0 5 】

コンピューティングシステム216は、患者インタフェースモジュールによって撮像システムからエコーデータを受信し、このデータを処理して、撮像システムの周囲の媒体における組織構造の画像を再構築する。エコーデータは、Bスキャン及び流動情報の両方を含む混合モードIVUS画像を生成するために使用され得る。Bスキャン画像は、IVUSデバイスの長手軸に垂直な平面における組織の2次元解剖学的構造を表し、画像の任意のポイントの輝度は、組織内の対応する場所から受信されたエコー信号の強さを表す。流動データは、血流などの、スキャナの周囲の媒体における要素の運動の視覚的表現に関連する。Bモードデータ(例えば、複数周波数の超音波射出を使用する)及び流動データ(例えば、時間的に分離された超音波射出を使用する)は、収集され得、処理され得、及び/又は組み合わせられ得る。また、コンピューティングシステム216は、モニタ上に混合モード画像を出力し得る。コンピューティングシステム216は、血管造影/蛍光透視

40

50

撮像システム 220 と通信し得る。

【0106】

図6は、上述の超音波システムを使用して撮像を実施するための超音波撮像方法を図示する。方法は、

ステップ300において、バイアス電圧回路を動作させ、それによってトランスデューサ要素のそれぞれの第1のセットにバイアス電圧を供給するステップと、

ステップ302において、第1の送信及び受信回路を動作させ、それによってトランスデューサ要素の第1のそれぞれの第2のセットに送信機能を提供するステップと、

ステップ304において、第2の送信及び受信回路を動作させ、それによってトランスデューサ要素の第2のそれぞれの第2のセットに受信機能を提供するステップとを有し、

少なくとも1つの第1のセットのトランスデューサ要素は、少なくとも1つの第2のセットのトランスデューサ要素とは異なり、それぞれのバイアス電圧回路によるトランスデューサ要素の少なくとも1つの第1のセットへのバイアス電圧の印加の際に、第2のセットのトランスデューサ要素の一部分のみがそのそれぞれの送信及び受信回路によって作動されるように配置される。

【0107】

方法の更なる実施形態において、超音波トランスデューサの第1のセットは、複数のトランスデューサ要素を備え、その各々は異なる第2のセットからのものであり、各第2のセットは、任意の第1のセットからの最大限1つのトランスデューサ要素を備える。

【0108】

開示された実施形態への他の変形例は、特許請求された発明を實踐するに当たり、図面、本開示、及び添付の特許請求の範囲を検討することによって、当業者によって理解及び実行され得る。特許請求の範囲において、「備える、有する」という語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、単数形は、複数形を排除するものではない。特定の手段が互いに異なる従属請求項において記載されているという単なる事実は、これらの手段の組合せが有利に使用され得ないことを示すものではない。特許請求の範囲における任意の参照記号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

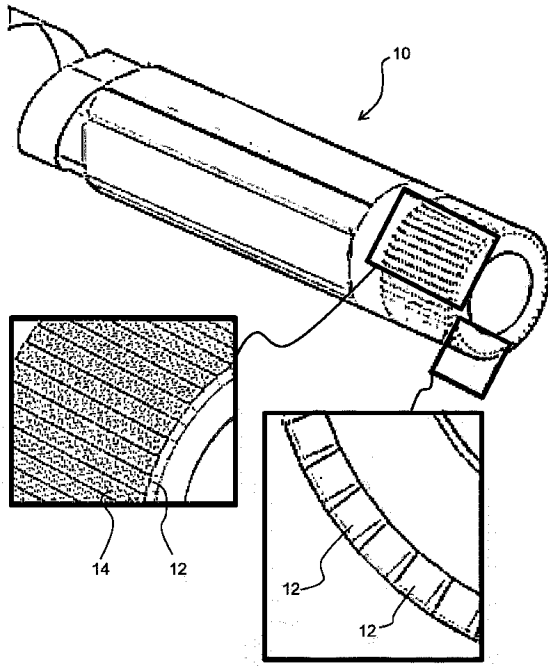


FIG. 1

【図 2】

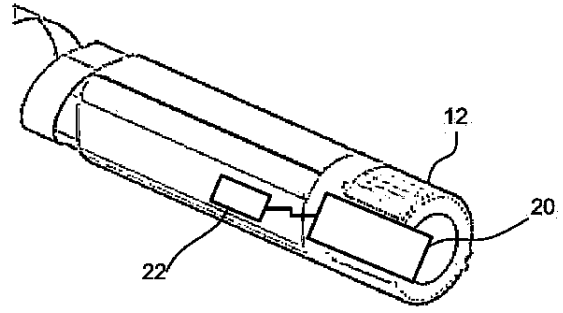


FIG. 2

【図 3】

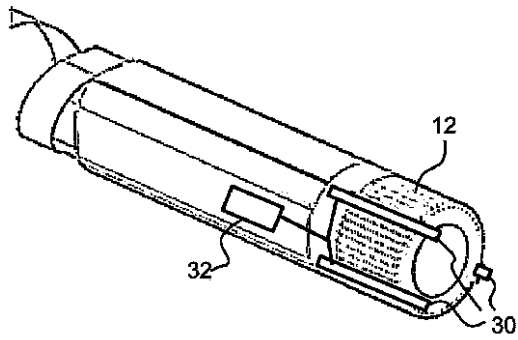


FIG. 3

【図 4】

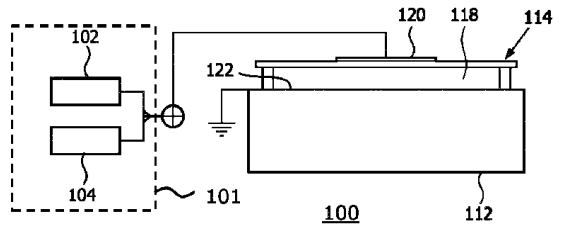


FIG. 4

10

20

30

40

50

【 図 5 】

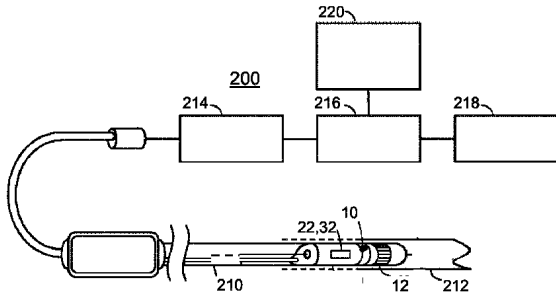


FIG. 5

【 図 6 】

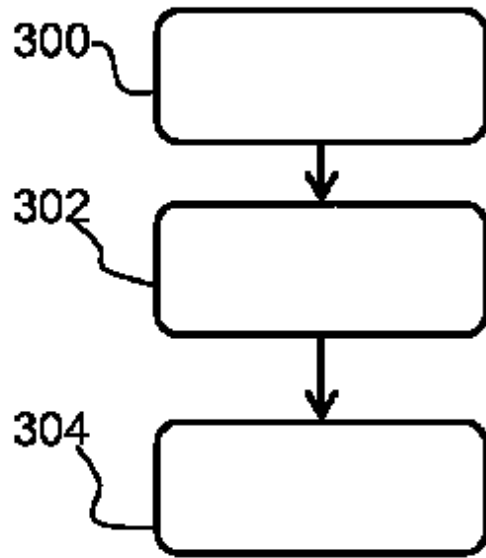


FIG. 6

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

審査官 佐々木 創太郎

- (56)参考文献 特開 2 0 1 7 - 1 3 6 2 5 1 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 0 2 4 9 4 3 ( U S , A 1 )  
特表 2 0 1 0 - 5 3 6 5 0 2 ( J P , A )  
特表 2 0 1 7 - 5 3 0 7 8 7 ( J P , A )  
特表 2 0 1 8 - 5 0 7 0 5 9 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 5 4 9 2 9 ( U S , A 1 )
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5