

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6513674号  
(P6513674)

(45) 発行日 令和1年5月15日(2019.5.15)

(24) 登録日 平成31年4月19日(2019.4.19)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14 Z D M  
**H 0 4 R 19/00 (2006.01)** H 0 4 R 19/00 3 3 0

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2016-537212 (P2016-537212)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年8月14日 (2014.8.14)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-533825 (P2016-533825A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年11月4日 (2016.11.4)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/EP2014/067400		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02015/028314	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成27年3月5日 (2015.3.5)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成29年8月1日 (2017.8.1)	(74) 代理人	100163809
(31) 優先権主張番号	61/870,276		弁理士 五十嵐 貴裕
(32) 優先日	平成25年8月27日 (2013.8.27)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	13187234.3		
(32) 優先日	平成25年10月3日 (2013.10.3)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		
前置審査			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デュアルモードCMUTトランスデューサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

CMUTトランスデューサプローブを有する超音波診断イメージングシステムであって、

1又は複数のCMUTセルを有するアレイであって、各CMUTセルが、セルメンブレン、メンブレン電極、セル底面、基板、及び基板電極を有する、アレイと、

前記メンブレン電極及び前記基板電極に結合される直流バイアス電圧のソースと、を有し、

各CMUTセルは、当該CMUTセルの動作中、

前記直流バイアス電圧が、前記セル底面より上で自由に振動するように前記CMUTセルのCMUTメンブレンをセットする通常モードと、

前記直流バイアス電圧が、前記セル底面に崩壊するように前記CMUTセルのCMUTメンブレンをセットする崩壊モードと、

の各々で動作するように構成され、

前記崩壊モードでの動作中、前記直流バイアス電圧の増加は、前記CMUTセルの周波数応答の中心周波数の増加をもたらす、前記崩壊モードでの動作中、前記直流バイアス電圧の低下は、前記CMUTセルの周波数応答の中心周波数の低下をもたらす、超音波診断イメージングシステム。

【請求項2】

複数のCMUTセルが、1つの第1のCMUTセル及び1つの第2のCMUTセルを少

10

20

なくとも有し、前記第1のCMUTセルが前記第2のCMUTセルより大きい直径を有する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項3】

前記通常モードにおいて、前記直流バイアス電圧は、前記CMUTセルの動作の間、前記セル底面より上で自由に振動するように前記第1のCMUTセルのメンブレンをセットし、前記崩壊モードにおいて、前記直流バイアス電圧は、前記CMUTセルの動作の間、前記セル底面に崩壊するように前記第2のCMUTセルのメンブレンをセットする、請求項2に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項4】

各CMUTセルは、超音波信号の送信の間、前記通常モードで動作し、超音波信号の受信の間、前記崩壊モードで動作する、請求項1乃至3のいずれか1項に記載の超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項5】

前記直流バイアス電圧は、個々の異なる臨床アプリケーションについて選択可能である、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項6】

個々の異なる臨床アプリケーションのために直流バイアス電圧の複数が超音波システム制御を使用してセットされる、請求項5に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項7】

前記超音波システム制御が、4MHz以下の公称中心周波数を有する周波数帯で動作する相対的に低周波数透過、8乃至12MHzの公称中心周波数を有する周波数帯で動作する高周波数解像度、及び4乃至8MHzの公称中心周波数を有する周波数帯で動作する中間周波数を含む複数の臨床アプリケーションからの選択を含む、請求項6に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項8】

前記崩壊モードにおいて、各CMUTセルは、前記セル底面に崩壊するメンブレンの領域を更に有し、前記直流バイアス電圧の増加が、前記セル底面に崩壊するメンブレンの領域の増加をもたらす、又は前記直流バイアス電圧の低下が、該領域の低下をもたらす、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項9】

各CMUTセルが円形状を有し、前記メンブレン電極がリング電極を更に有する、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項10】

前記基板電極が、前記セル底面の表面を有する絶縁層でオーバーレイされる、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項11】

各CMUTセルが、四角形又は六角形の形状に構成される、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項12】

前記アレイのCMUTセルの複数が、単一トランスデューサアレイ素子として一緒に動作されるように構成される、請求項1に記載の超音波診断イメージングシステム。

40

【請求項13】

超音波イメージング方法であって、

1又は複数のCMUTセルを有するアレイを提供するステップであって、少なくとも2つのCMUTセルが互いに異なる直径を有するものである、ステップと、

前記CMUTセルのメンブレン電極と基板電極との間に直流バイアス電圧を結合するステップと、

を含み、前記超音波イメージング方法が更に、

特定の臨床アプリケーション用の周波数帯域を選択するステップと、

基本周波数における超音波信号の送信中、セル底面より上で自由に振動するようにCM

50

UTメンブレンをセットする直流バイアス電圧を選択し、超音波信号の受信中、前記セル底面に崩壊するように前記CMUTメンブレンをセットする直流バイアス電圧を選択するステップであって、前記CMUTメンブレンが前記セル底面に崩壊するようセットされる崩壊モードでの動作中、前記直流バイアス電圧の増加は、前記CMUTセルの周波数応答の中心周波数の増加をもたらす、前記崩壊モードでの動作中、前記直流バイアス電圧の低下は、前記CMUTセルの周波数応答の中心周波数の低下をもたらす、ステップと、

基本周波数及び/又は基本周波数の高調波でイメージングするステップと、を含む超音波イメージング方法。

【請求項14】

前記特定の臨床アプリケーションが、造影剤イメージング、強調画像エラストグラフィ、超音波イメージング方法、光音響法又は高密度焦点式超音波のうちの1つである、請求項13に記載の超音波イメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、CMUTトランスデューサプローブを有する超音波診断イメージングシステムであって、セルメンブレン、メンブレン電極、セル底面、基板及び基板電極を各CMUTセルが具える1又は複数のCMUTセルを有するアレイと、メンブレン電極及び基板電極に結合される直流バイアス電圧のソースと、を有する超音波診断イメージングシステムに関する。更に、本発明は、超音波診断イメージングシステムを動作させる方法に関する

【背景技術】

【0002】

医療イメージングのために使用される超音波トランスデューサは、高品質の診断画像の生成につながる多数の特性を有する。それらの中には、超音波周波数の低レベルの音響信号に対する広帯域幅及び高感度がある。従来、これらの特性をもつ圧電材料は、PZT及びPVD材料で作られ、PZTが最も好適である。しかしながら、セラミックPZT材料は、明らかに異なる複雑なダイシング、整合層のボンディング、フィラー、電気鍍金及び相互接続を含む製造プロセスを必要とし、広範囲にわたる処理を必要とし、それらはすべて、所望されるよりも低いトランスデューサスタックユニット収率をもたらす。更に、この製造の複雑さは、最終的なトランスデューサプローブの費用を増加させる。超音波システムメインフレームが、より小さくなり、信号処理機能の多くについてフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)及びソフトウェアによって支配されるようになったので、システムメインフレームの費用は、システムのサイズとともに低下する。超音波システムは、今日、安価なポータブル、デスクトップ及びハンドヘルドの形で利用可能である。その結果、システムの全体の費用のうち、トランスデューサプローブの費用の割合が、絶えず増加しており、増加は、3Dイメージングのために使用されるより高いエレメント計数アレイの出現によって加速されている。電子3Dイメージング用のプローブは、トランスデューサ素子の2次元(2D)アレイについてマイクロビームフォーミングを実施する専用の半導体装置用の特定用途向け集積回路(ASIC)に依存する。従って、低コスト超音波システムのニーズを助けるために、改善された収率で且つより低い費用で、及び好適には半導体製造に適合する製造プロセスによって、トランスデューサアレイを製造することが可能であることが望ましい。

【0003】

最近の開発は、医療超音波トランスデューサが半導体プロセスによって製造されることができると見通しを示している。望ましく、これらのプロセスは、例えばCMOSプロセスのような超音波プローブによって必要とされるASIC回路を生成するために使用されるものと同じものであるべきである。これらの開発は、生成されたマイクロマシン超音波トランスデューサ又はMUTを有し、その好適な形態は、容量性MUT(CMUT)である。CMUTトランスデューサは、受信される超音波信号の音振動を変調キャパシタンスに

10

20

30

40

50

変換する電極を有するごく小さい隔膜のようなデバイスである。送信のために、電極に印加される容量性電荷は、デバイスの隔膜を振動させ/移動させ、それによって音波を送信するように変調される。これらのデバイス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 - 200ミクロンのレンジの寸法を有するが、300 - 500ミクロンのデバイス直径までのレンジにもなりうる。このような個別のCMUTは、互いに接続され、単一のトランスデューサ素子として一斉に動作されることができる。例えば、4乃至16個のCMUTが、単一のトランスデューサ素子として一斉に機能するように互いに結合されることができる。一般的な2Dトランスデューサアレイは、2000 - 3000個の圧電トランスデューサ素子を有することができる。CMUTアレイとして製造される場合、100万を超えるCMUTセルが使われる。驚くべきことに、早期の成果は、このサイズの半導体製造によるCMUTアレイの歩留まりが、数千のトランスデューサ素子のPZTアレイの歩留まりを超えて大幅に改善されることを示した。

10

#### 【0004】

CMUTは、通常、対向する電極を保持する基板ベースに懸架される、電極を担持するメンブレン又は隔膜によって生成される。図9を参照して、一般的なCMUTトランスデューサセル110が、断面図に示されている。CMUTトランスデューサセル110は、基板112（例えばシリコン）上に複数の同様の隣接セルとともに製造される。窒化ケイ素で作られることができる隔膜又はメンブレン114は、酸化ケイ素又は窒化ケイ素で作られることができる絶縁支持体116によって、基板の上に支持される。メンブレンと基板との間のキャビティ118は、空気又は気体で充填され、あるいは完全に又は部分的に真空にされる。金のような導電性フィルム又は層120が、隔膜上に電極を形成し、同様のフィルム又は層122が、基板に電極を形成する。キャビティ118によって隔てられるこれら2つの電極が、キャパシタンスを形成する。音響エコー信号がメンブレン114を振動させるとき、キャパシタンスの変化が、検出されることができ、それによって、音響波を対応する電気信号に変換する。逆に、電極120、122に印加されるAC信号は、メンブレンを動かし、それによって音響信号を送信するようにする。一般的なCMUTのミクロンサイズの寸法のため、このような多数のCMUTセルは、一般に、単一のトランスデューサ素子を形成するように互いに近付けて製造される。個別のセルは、円形、矩形、六角形又は他の周囲形状を有することができる。

20

#### 【発明の概要】

30

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

超音波が送信及び受信の両方において組織を通過するとき、それらは、深さ依存の減衰として知られるものによって影響される。超音波は、それが身体を通過して先に進むほど次第に減衰され、身体中の拡張された深さからのエコーの信号対雑音比は劣化する。更に、この減衰は周波数依存であり、低い周波数よりも高い周波数のほうが、より大きく減衰する。この理由のため、より高い周波数の超音波が、浅く、より表面のイメージングのために使用され、より低い周波数がより大きい深さのところをイメージングするために使用される。

#### 【0006】

40

従来のCMUTのバイアス電圧を制御してその周波数応答を変えることを述べた超音波システムが米国特許第6,795,374号（Barne他）に知られている。この特許文献において、Barnes他は、従来のCMUTの隔膜と基板との間の間隔を制御するために直流バイアス電圧を使用する：バイアス電圧が高いほど、隔膜と基板電極との間の静電引力が大きくなり、隔膜が基板の方へ引き寄せられる。これがデバイスに最大の電気機械結合係数を生じさせるので、できるだけ隔膜が基板の近くなるように隔膜から基板までの距離を保持しながら、隔膜が基板の上で自由に振動し/動くようにCMUTを動作させることが望ましい；戻りの音響信号からの小さい振動は、2つの電極のキャパシタンスの変化に大きい影響を及ぼす。これは、CMUTが弱いエコー信号に対し最大の感受性をもつところだからである。

50

## 【 0 0 0 7 】

このようにCMUTを動作させる不利益は、隔膜が基板に触れる場合、それが、ファンデルワールス力によってCMUTセルの底面にくっついて、CMUTを動作不能にすることである。この不利益は、Barnes他によって認識され、彼らは、隔膜の期待される振動のためにバイアス電圧の標準的な適応を与えることを提案し、具体的には、隔膜の強い送信振動のためには、より低いバイアス電圧及び隔膜と基板との間のより大きな間隔を使用し、エコー信号の小さい振動が受け取られル際には、より高いバイアス電圧及びより小さい間隔を使用することを提案した。更に、彼らは、高い周波数エコーが最初に受け取られる際にはより低いバイアス電圧とし、より深い深さからエコーが受信される際にバイアス電圧を増大することで、この制御を強化することを提案している。この変化は、CMUTトランスデューサの中心周波数に対する効果を有する「ばね軟化」として知られる現象を利用するものであり、この現象は、バイアス電圧が、エコー受信中に低い初期電圧からより高い終了電圧に変えられるとき、中心周波数をより高い周波数からより低い周波数にシフトする。隔膜のファンデルワールス固着が不注意に引き起こされないように、高い終了電圧を制限するように注意されなければならない。従って、Barnes他は、バイアス電圧変化と周波数応答との間の反比例の関係を用いる。

10

## 【 0 0 0 8 】

隔膜固着の可能性に次いで、超音波信号の受信中に従来CMUTを動作させる他の欠点は、このばね軟化の効果が、実際にはごくわずかであり、効果による結果として得られる感受性が貧弱であることである。

20

## 【 0 0 0 9 】

CMUTトランシーバの感度を変える方法の1つが、米国特許出願公開第2006/0004289 A1号明細書に記述されている。CMUTトランシーバの感度は、CMUTの間隙の幅を調整することによって変えられる。これは、例えば突出する素子又は引っ込んだ素子のような少なくとも1つの素子を提供することを通じて達成され、かかる素子は、CMUTセルのキャビティに、下側の電極の上部又は隔膜の底側に形成される。

## 【 0 0 1 0 】

この解決策の不利益は、CMUTトランシーバの間隙の調整が製造中に（突出する素子又は引っ込んだ素子を提供することにより）予め規定されなければならないことである。従って、この調整は、CMUTの動作を通じてずっと同じままである。

30

## 【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、超音波イメージングに使用される周波数の広範なレンジにわたってCMUTトランスデューサの改善された感度を提供する、冒頭の段落に示された種類の超音波イメージングシステムを提供することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 2 】

本発明によれば、この目的は、アレイの各CMUTセルが、CMUTセルの動作中、直流バイアス電圧が、セル底面上で自由に振動するようにセルのCMUTメンブレンをセットする通常モード、又はCMUTセルの動作中、直流バイアス電圧が、セル底面に崩壊するようにセルのCMUTメンブレンをセットする崩壊モード、のいずれかのモードで動作するように構成される、超音波診断イメージングシステムを提供することによって達成される。

40

## 【 0 0 1 3 】

本発明は、直流バイアス電圧を設定することを通じて、超音波システムが動作されるモードを制御することを可能にする。CMUTアレイのすべてのセルは、2つのモードで動作されることができる。セルのメンブレンが基板より上で自由に振動するCMUTセル動作の通常モードは、相対的に低い周波数におけるCMUTセルの応答を提供する。設定された直流バイアス電圧が、メンブレンが底面に接触する（触れる）事前崩壊状態にメンブレンを移動させるようなCMUTセル動作の崩壊モードは、相対的により高い周波数におけるCMUTセルの応答を提供する。直流バイアス電圧の変化は、CMUTセル底面と接

50

触する（CMUTセル底面に崩壊した）メンブレンの面積に変化をもたらす。従って、CMUT受信の周波数は、通常モードと比較してより高くなり、制御されることができる。これに加えて、崩壊モード動作は、セル底面に崩壊したメンブレンの相対的な近さため、システムの改善された感度を提供する。

【0014】

本発明の利点は、CMUTセルの応答の周波数を変えることによって、マルチ高調波イメージングの同じCMUTトランスデューサを使用することが可能であることである。更に、ファンデルワールス固着によってCMUTセルを不注意に動作不能にする危険はもはや問題でなく、本発明はその利点にこの効果を使う。

【0015】

本発明の実施形態において、複数のCMUTセルは少なくとも1つの第1のCMUTセル及び1つの第2のCMUTセルを有し、第1のCMUTセルは、第2のCMUTセルより大きい直径を有する。

【0016】

従来の崩壊モードにおける超音波システムの動作と組み合わせられるCMUTセルの直径の差は、超音波の送信及び受信の少なくとも一方の最中の周波数帯域の更に一層の改善を提供することができる。本発明の更に別の実施形態において、通常モードでは、直流バイアス電圧は、CMUTセルの動作中、セル底面より上で自由に振動するように第1のCMUTセルのメンブレンをセットし、崩壊モードでは、直流バイアス電圧は、CMUTセルの動作中、セル底面に崩壊するように第2のCMUTセルのメンブレンをセットする。

【0017】

これは、通常動作モードの間は相対的に低い周波数に対しCMUTアレイの感度を提供し、崩壊動作モードの間は相対的に高い周波数に対するCMUTアレイの感度を提供する。

【0018】

本発明の別の実施形態において、各CMUTセルは、超音波信号の送信中は通常モードで動作し、超音波信号の受信中は崩壊モードで動作するように構成される。

【0019】

通常モードでの送信は、例えば3Dイメージングのために組織透過及び高いフレームレートを維持することを可能にし、崩壊モードでの受信は、イメージングの解像度及び近距離クラッタを制御する。

【0020】

本発明の他の実施形態の超音波診断システムにおいて、直流バイアス電圧の増大は、崩壊モードでの動作中、CMUTセルの周波数応答の中心周波数の増加をもたらす、直流バイアス電圧の低下は、崩壊モードでの動作中、CMUTセルの周波数応答の中心周波数の低下をもたらす。

【0021】

CMUTセルが崩壊モードで動作される場合、セルの隔膜は、動作中はセルの底面と接触している。直流バイアス電圧は、バイアス電圧と周波数応答との間の直接的な関係において、崩壊モードCMUTの周波数応答を変えるように制御される。バイアス電圧が、エコー受信中に低下されるので、トランスデューサの通過帯域は、低いほうの周波数帯域に次第に移動する。周波数応答の反対の効果は、直流バイアス電圧を増大させることによって達成されることができる。このように周波数制御を行うことは、従来の技術の周波数制御技法と比較して、CMUTの感度を一桁分改善することが分かった。

【0022】

更に本発明の他の実施形態において、各CMUTセルは更に、セル底面に崩壊するメンブレンの領域を有する；直流バイアス電圧の増加（低下）は更に、セル底面に崩壊するメンブレンの面積の増大（低減）を生じさせる。

【0023】

直流バイアス電圧の設定は、メンブレンがセル底面の方へ引き寄せられる静電力を規定

10

20

30

40

50

する。従って、直流バイアス電圧の増大（低下）は、セル底面と接触するメンブレンの領域の増大（低減）を生じさせる。

【0024】

本発明の目的は、特定の臨床アプリケーションのために周波数帯域を選択するステップと、基本周波数における超音波信号の送信の間、セル底面より上で自由に振動するようにCMUTメンブレンをセットし、又は超音波信号の受信の間、セル底面に崩壊するようにCMUTメンブレンをセットするように、直流バイアス電圧を選択するステップと、基本周波数及び/又は基本周波数の高調波でイメージングするステップと、を含む超音波イメージング方法を提供することである。

【0025】

この方法は、造影剤の高次高調波（ $2.5f_0$ 、 $3.5f_0$ 、その他、ここで $f_0$ は基本周波数である）の応答として、造影剤イメージング（3Dの低メカニカルインデックス灌流）に適用されることができる。超音波システムが通常モードで動作される際のより低いメカニカルインデックスにおいて、組織は、高次高調波応答を生成しないが、造影剤は高次高調波応答を生成する。それゆえ、可変の動作モードは、造影剤イメージング、特に心臓灌流イメージングの性能を改善することができる。更に、離散的な動作モードを有することは、送信の間、高調波周波数を抑制することを助けることができる。例えば、バイポーラ又はユニポーラ（非任意の波形発生器）の超音波トランスデューサは、高調波イメージングモードの性能を劣化させうる高次の高調波を放出する。

【0026】

この方法は、せん断波エラストグラフィにおいても用いられることができ、より低い周波数の通常モードが、せん断波生成のために使用され（組織へのより良好な透過を提供する）、より高い周波数の崩壊モードが、イメージングのために使用される（より高い解像度を提供する）。これは、例えば、乳房、肝臓、前立腺及び心臓イメージングアプリケーションのためにエラストグラフィの画像品質を高めることができ、この場合、せん断波イメージングは大きい影響をもつ。

【0027】

本発明の原理による方法の他の可能な臨床アプリケーションは、光音響法及び高密度焦点式超音波でありうる。

【0028】

本発明のこれらの及び他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかになり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の原理により動作されるように構成された超音波診断イメージングシステムを示すブロック図。

【図2】直流バイアス電圧によって制御され及び $r.f.$ 駆動信号によって駆動される従来のCMUTセルを示す図。

【図3a】本発明の実現例において適用される崩壊モードCMUT動作の原理を示す図。

【図3b】本発明の実現例において適用される崩壊モードCMUT動作の原理を示す図。

【図3c】本発明の実現例において適用される崩壊モードCMUT動作の原理を示す図。

【図3d】本発明の実現例において適用される崩壊モードCMUT動作の原理を示す図。

【図4】固定の直流バイアス電圧を用いた崩壊モードCMUTトランスデューサの周波数応答を示す図。

【図5】本発明により変化される直流バイアス電圧を用いた崩壊モードCMUTトランスデューサの周波数応答を示す図。

【図6a】超音波システムのPEN/GEN/RES制御によって変えられる際の本発明による崩壊モードCMUTトランスデューサの通過帯域の変化を示す図。

【図6b】超音波システムのPEN/GEN/RES制御によって変えられる際の本発明による崩壊モードCMUTトランスデューサの通過帯域の変化を示す図。

10

20

30

40

50

【図7】時間及び深さの関数として、戻りのエコー信号の周波数の変化を示す図。

【図8】図7に示される戻りのエコー信号の変化する周波数に応答するために使用される直流バイアス電圧の変化を示す図。

【図9】従来の一一般的なCMUTセルの断面を示す図。

【図10】方法の一実施形態を示す図。

【図11a】200ミクロンの厚さのチャンネルを流れるマイクロバブルによって散乱される受信スペクトルデータの例を示す図。

【図11b】受信信号の第2、第3及び第4高調波周波数について再構成された超音波画像を示す図。

【図11c】受信信号の第2、第3及び第4高調波周波数について再構成された超音波画像を示す図。

【図11d】受信信号の第2、第3及び第4高調波周波数について再構成された超音波画像を示す図。

【図12a】通常モード及び崩壊モードの超音波アレイ動作を示す図。

【図12b】異なる直径のCMUTセルを有する超音波アレイを示す図。

【図12c】システム動作の通常モード及び崩壊モードの間のトランスデューサ感度を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0030】

図1を最初に参照して、周波数制御されるCMUTプローブを有する超音波診断イメージングシステムが、ブロック図に示されている。図1において、CMUTトランスデューサアレイ10'は、超音波を送信しエコー情報を受信する超音波プローブ10に設けられる。トランスデューサアレイ10'は、2D平面で又は3Dイメージングのために3次元でスキャンすることができるトランスデューサ素子の1次元又は2次元アレイである。トランスデューサアレイは、プローブ内の、CMUTアレイセルによる信号の送信及び受信を制御するマイクロビームフォーマ12に結合される。マイクロビームフォーマは、米国特許第5,997,479号公報(Savord他)、第6,013,032号公報(Savord)、及び第6,623,432号公報(Powers他)に記載されるトランスデューサ素子のグループ又は「パッチ」によって受信された信号の少なくとも部分的なビームフォーミングを行うことができる。

【0031】

マイクロビームフォーマは、プローブケーブルによって、送信/受信(T/R)スイッチ16に結合され、スイッチ16は、送信と受信との間の切り替えを行い、マイクロビームフォーマが使用されないときに、主ビームフォーマ20を高エネルギー送信信号から保護し、トランスデューサアレイは、主システムビームフォーマによって直接作動される。マイクロビームフォーマ12の制御下、トランスデューサアレイ10からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ及び主システムビームフォーマ20に結合されるトランスデューサコントローラ18によって指向され、かかるトランスデューサコントローラ18は、ユーザインタフェース又は制御パネル38のユーザ動作からの入力を受け取る。トランスデューサコントローラによって制御される機能の1つは、ビームがステアリングされる方向である。ビームは、トランスデューサアレイからまっすぐ前方に(それに直交する方向に)、又はより広い視野において異なる角度でステアリングされることができる。トランスデューサコントローラ18及びマイクロビームフォーマは、直流バイアス制御45を通じてCMUTトランスデューサアレイ10'に結合されることができる。直流バイアス制御45は、CMUTセルに印加されることができる直流バイアス電圧をセットする。

【0032】

受信時にマイクロビームフォーマ12によって生成される部分的にビーム成形された信号は、主ビームフォーマ20に結合され、そこで、トランスデューサ素子の個別のパッチからの部分的にビーム成形された信号が組み合わせられることにより、完全にビーム成形された信号が生成される。例えば、主ビームフォーマ20は、128チャンネルを有することができ、各チャンネルは、数十又は数百のCMUTトランスデューサセルのパッチから、

10

20

30

40

50

部分的にビーム成形された信号を受信する。このようにして、CMUTトランスデューサアレイの数千のトランスデューサ素子によって受信される信号は、効率的に、単一のビーム成形された信号に寄与することができる。

【0033】

ビーム成形された信号は、信号プロセッサ22に結合される。信号プロセッサ22は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I及びQ成分の分離、及び高調波信号分離のようなさまざまなやり方で、受信されたエコー信号を処理することができ、高調波信号分離は、組織及びマイクロバブルから戻ってきた非線形（基本周波数の高調波）エコー信号の識別を可能にするように線形及び非線形信号を分離するように動作する。信号プロセッサは、例えばスペクル低減、信号合成及び雑音除去のような付加の信号改善を更に実施することができる。信号プロセッサの帯域フィルタは、上述したようにトラッキングフィルタでありえ、その通過帯域は、エコー信号がより大きい深さから受信されるほど、より高い周波数帯域からより低い周波数帯域にスライドし、それによって、より大きな深さからのより高い周波数におけるノイズを退ける。より大きい深さでは、これらの周波数は、解剖学的情報を欠いている。

【0034】

処理された信号は、Bモードプロセッサ26及びドップラプロセッサ28に結合される。Bモードプロセッサ26は、例えば身体内の器官の組織及び血管のような身体内の構造のイメージングのために、受信される超音波信号の振幅の検出を用いる。身体内の構造のBモード画像は、米国特許第6,283,919号公報（Roundhill他）及び米国特許第6,458,083号公報（Jago他）に記載されるように、高調波画像モード又は基本画像モードのいずれか又はそれらの組み合わせにおいて形成されることができる。ドップラプロセッサ28は、例えば画像フィールド内の血液細胞のフローのような物質の動きの検出のために、組織移動及び血流から時間的に別個の信号を処理する。ドップラプロセッサは一般に、身体内の物質の選択されたタイプから戻ってくるエコーを通過させ及び/又は退けるようにセットされることができるパラメータを有する障壁フィルタを有する。例えば、障壁フィルタは、相対的に低い速度又はゼロ速度の物質からの相対的に強い信号を退ける一方で、相対的に高い速度の物質からの相対的に低い振幅の信号を通過させる通過帯域特性を有するように設定されることができる。この通過帯域特性は、心臓壁のような近傍の静止した又はゆっくり動く対象からの信号を退ける一方で、流れる血液からの信号を通過させる。逆数特性は、組織ドップライメージングと呼ばれるものに関して、血流信号を退けつつ、心臓の動く組織からの信号を通過させ、組織の動きを検出し表現する。ドップラプロセッサは、画像フィールド内の異なるポイントから、時間離散のエコー信号のシーケンスを受信し処理し、特定のポイントからエコーのシーケンスは、アンサンブルとも呼ばれる。相対的に短い間隔にわたって素早く連続して受信されるエコーのアンサンブルは、流れる血液のドップラシフト周波数を評価するために使用されることができ、速度に対するドップラ周波数の対応は、血流速度を示す。より長い時間期間にわたって受信されるエコーのアンサンブルは、より遅く流れる血液又はゆっくり動く組織の速度を評価するために使用される。

【0035】

Bモード及びドップラプロセッサによって生成される構造信号及び動き信号は、スキャンコンバータ32及びマルチプラナリフォーマッタ44に結合される。スキャンコンバータは、所望の画像フォーマットにおいて、空間的な関係にエコー信号を配置し、エコー信号は、かかる空間関係から受信されたものである。例えば、スキャンコンバータは、2次元（2D）のセクタフォーマット又はピラミッド形の3次元（3D）画像に、エコー信号を配置することができる。スキャンコンバータは、画像フィールド内に組織及び血流の動きを表すカラードップラ画像を生成するために、それらのドップラ評価された速度に対応する画像フィールド内のポイントにおける動きに対応するカラーにより、Bモード構造画像をオーバーレイすることができる。マルチプラナリフォーマッタは、米国特許第6,443,896号公報（Detmer）に記載されるように、身体のボリュームメトリック領域内の共通平面内のポイントから受信されるエコーを、当該平面の超音波画像に変換する。ボリュームレン

10

20

30

40

50

ダリング器 42 は、米国特許第6,530,885号公報 (Entrekin他) に記載されるように、3Dデータセットのエコー信号を、所与の基準ポイントから見たときの投射された3D画像に変換する。

#### 【0036】

画像ディスプレイ 40 への表示のための更なる改善、バッファリング及び一時記憶のために、2D又は3D画像は、スキャンコンバータ 32、マルチプラナリフォーマッタ 44 及びボリュームレンダリング器 42 から画像プロセッサ 30 に結合される。イメージング用に使用されることに加えて、ドップラプロセッサ 28 によって生成される血流速度値は、フロー定量化プロセッサ 34 に結合される。フロー定量化プロセッサは、例えば血流のボリュームレートのような異なるフロー条件の尺度を生成する。フロー定量化プロセッサは、ユーザ制御パネル 38 から、例えば測定が行われる画像の解剖学的構造内のポイントのような入力を受け取ることができる。フロー定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ 40 上に、画像と共に測定値を再生するためにグラフィックプロセッサ 36 に結合される。グラフィックプロセッサ 36 は更に、超音波画像と共に表示するためのグラフィックオーバーレイを生成することができる。これらのグラフィックオーバーレイは、例えば患者名、画像の日付及び時間、イメージングパラメータ等の情報を識別する標準を含むことができる。これらの目的のために、グラフィックプロセッサは、ユーザインタフェース 38 から、例えばタイプされた患者名のような入力を受け取る。ユーザインタフェースは更に、トランスデューサアレイ 10'からの超音波信号の生成及びゆえにトランスデューサアレイ及び超音波システムによって生成される画像を制御するために送信コントローラ 18 に結合される。ユーザインタフェースは更に、複数のマルチプラナリフォーマットされた画像 (MPR) の表示の選択及び制御のためにマルチプラナリフォーマッタ 44 に結合され、MPR画像の画像フィールドにおいて定量化された手段を実施するために使用されることができる。

#### 【0037】

本発明の実現例において、トランスデューサアレイ 10'の素子は、CMUTセルを有する。図2は、シリコン基板 112の上に懸架されるメンブレン又は隔膜 114を有するとともに、シリコン基板 112と隔膜 114との間に間隙 118を有する従来のCMUTセルを示している。上部電極 120は、隔膜 114上に位置し、隔膜と共に動き、下部電極は、この例では基板 112の上側表面上のセルの底面に位置する。電極 120の設計の他の実現例が、考えられることができ、例えば、電極 120が、メンブレン 114に埋め込まれることができ、又は、電極 120が、付加の層としてメンブレン 114上に堆積されることができる。この例において、下部電極 122は、円形に構成され、基板層 112に埋め込まれる。更に、メンブレン層 114は、基板層 112の上面に対して固定され、メンブレン層 114と基板層 112との間に球状又は円筒状のキャビティ 118を規定するように構成され、寸法設計される。

#### 【0038】

セル及びそのキャビティ 118は、代替のジオメトリを規定することもできる。例えば、キャビティ 118は、矩形又は正方形の断面、六角形の断面、楕円形の断面又は不規則な断面を規定することができる。ここに、CMUTセルの直径の言及は、セルの最大の横方向の寸法として理解される。

#### 【0039】

下部電極 122は、付加の層 (図示せず) を有するそのキャビティと向き合った表面上で一般に絶縁される。好適な絶縁層は、基板電極 122より上に及びメンブレン電極 120の下に形成される酸化物 - 窒化物 - 酸化物 (ONO) の誘電層である。ONO誘電体層は、デバイスの不安定性並びに音響出力圧力のドリフト及び低減につながる電極上の電荷蓄積を有利に低減する。CMUT上におけるONO誘電体層の製作は、2008年9月16日出願のKlootwijk他による「Capacitive micromachined ultrasound transducer」というタイトルの欧州特許出願第08305553.3号明細書に詳しく記述されている。懸架されたメンブレンと共に動作されるCMUTよりも電荷保有の影響を受けやすい事前

10

20

30

40

50

崩壊CMUTに関して、ONO誘電体層を使用することが望ましい。開示されるコンポーネントは、例えば、Al、Ti、窒化物（例えば窒化ケイ素）、酸化物（さまざまなグレード）、テトラエチルオキシシラン（TEOS）、ポリシリコン、その他のCMOS適合物質から製造されることができる。CMOS製作において、例えば、酸化物及び窒化物層は、CVD法によって形成されることができ、メタライゼーション（電極）層は、スパッタリングプロセスによって配されることができる。適切なCMOSプロセスは、LPCVD及びPECVDであり、後者は、より低い400の相対的に低い動作温度を有する。開示されたキャビティ118を生成するための例示的な技法は、メンブレン層114の上面を加える前にメンブレン層114の初期部分にキャビティを規定することが必要である。他の製作の詳細は、米国特許第6,328,697号公報（Fraser）に示されている。図2に示される例示的な実施形態において、円筒状キャビティ118の直径は、円形に構成された電極板122の直径より大きい。電極120は、円形に構成される電極板122と同じ外側の直径を有することができるが、このような適合が必要とされない。従って、本発明の例示的な実現例において、メンブレン電極120は、下の電極板122と並ぶように、メンブレン層114の上面に対し固定される。CMUTの電極は、デバイスの容量性プレートを提供し、間隙118は、キャパシタのプレート間の誘電体である。隔膜が振動する際、プレート間の誘電間隙の変化する寸法が、受信される音響エコーに対してCMUTの応答として検知される変化するキャパシタンスを提供する。電極間の間隔は、直流バイアス回路により直流バイアス電圧104を電極に印加することによって制御される。送信のために、電極120、122は、r.f.信号発生器102によって駆動され、r.f.信号発生器102のAC信号は、隔膜を振動させ、音響信号を送信するようにする。直流バイアス電圧は、搬送波にたとえられることができ、r.f.信号が、音響信号の送信の際に搬送波を変調する。

#### 【0040】

本発明の原理によれば、図1のレイ10'のCMUTセルは、通常モード及び崩壊モードの一方で作動されることができる。

#### 【0041】

通常動作モードの間、電極120及び122に印加される直流バイアス電圧104は、閾値より低く保持される。この閾値は、CMUTセルの正確な設計に依存し、それより低い電圧ではメンブレンが振動中にファンデルワールス力によってセル底面に固着されない（接触しない）直流バイアス電圧として規定される。従って、バイアスが閾値以下に設定される場合、メンブレンは、CMUTセルの動作中、セル底面より上で自由に振動する。

#### 【0042】

通常動作モードは、以下に規定される崩壊モードと比較して、超音波のより低い周波数及び強度をもつモードとして特徴付けられることができる。

#### 【0043】

崩壊モードの間、直流バイアス電圧は、閾値を上回る値で動作される。本発明によれば、CMUTセルは、直流バイアス電圧によって、メンブレン114が図3aに示されるようにキャビティ118の底面と接触する事前崩壊状態にセットされる。これは、図2に示されるように直流バイアス電圧を2つの電極に印加することによって達成される。図示される崩壊モードの実現例において、メンブレン電極120は、リング電極130として形成される。他の実現例は、メンブレンの中心及び周囲で崩壊のためのプルダウン力を有利に提供する連続するディスク電極を使用することができる。メンブレン114が、図3a及び図3bに示されるようにその崩壊状態にバイアスされるとき、メンブレンの中心領域はキャビティ118の底面と接触する。従って、メンブレン114の中心は、CMUTの動作中に動かない。むしろ、動くのはメンブレン114の周囲領域であり、かかる周囲領域は、キャビティ118の残りの空いた空隙より上にあり、リング電極の下にある。メンブレン電極130をリングとして形成することによって、デバイスのキャパシタンスの上側のプレートの電荷は、CMUTがトランスデューサとして動作する際、動き及び容量変化を呈するCMUTの領域より上に位置する。こうして、CMUTトランスデューサの結

10

20

30

40

50

合係数が改善される。

【 0 0 4 4 】

上述されたように、メンブレン 1 1 4 は、閾値より高い直流バイアス電圧を印加することによって、キャビティ 1 1 8 の底面の中心と接触するその崩壊状態に至ることができる。閾値は、セル直径、メンブレンとキャビティ底面との間の間隙、メンブレン材料及び厚さの関数である。電圧が増大されるとき、CMUTセルのキャパシタンスは、キャパシタンスメータによってモニタされる。キャパシタンスの突然の変化は、メンブレンがキャビティの底面に崩壊したことを示す。メンブレンは、図 3 a に示されるようにキャビティの底面にちょうど接するようになるまで下方へバイアスされることができ、又は図 3 b に示されるように、最小の接触を超えて崩壊を増大させるように、更に下方へバイアスされることができ、それにより、例えばセル底面に崩壊する（接触する）メンブレンの領域が増大する。

10

【 0 0 4 5 】

本発明の原理によれば、崩壊モードCMUTの周波数応答は、崩壊後、CMUT電極に印加される直流バイアス電圧を調整することによって変更される。その結果、より高い直流バイアスが電極に印加されるほど、CMUTセルの共振周波数は増大する。この現象の背後にある原理が図 3 a - 図 3 d に示される。図 3 a 及び図 3 c の断面図は、メンブレン 1 1 4 の外側の支持部と、メンブレンが各図においてキャビティ 1 1 8 の底面に接触し始めるポイントとの間の距離 D 1 及び D 2 によって一次元でこれを示している。崩壊後に相対的に低いバイアス電圧が印加される場合、距離 D 1 は、図 3 a に示されるように相対的に長い距離であり、より高いバイアス電圧が印加される場合、図 3 c の距離 D 2 は、それよりずっと短い距離であることが分かる。これらの距離は、端部によって保持され引っ張られる長い及び短いストリングにたとえられることができる。長く弛緩したストリングは、より短くより締まったストリングが引っ張れるときよりも、非常に低い周波数で振動する。同様に、図 3 a のCMUTセルの共振周波数は、より高いDCプルダウンバイアス電圧を受ける図 3 c のCMUTセルの共振周波数よりも低くなる。

20

【 0 0 4 6 】

現象は、それが実際にはCMUTメンブレンの効果的な動作面積に関係するので、図 3 b 及び図 3 d の 2 次元の図示から更に理解されることができ。メンブレン 1 1 4 が、図 3 a に示されるようにCMUTセルの底面にちょうど接触するとき、セルメンブレン 1 1 4 の非接触（自由に振動する）部分の有効振動領域 A 1 は、図 3 b に示されるように大きい。中心 1 7 の小さい孔は、メンブレンの中心接触領域を表す。大面積のメンブレンは、相対的に低い周波数で振動する。この領域 1 7 は、CMUTセルの底面に崩壊したメンブレン 1 1 4 の領域である。しかし、メンブレンが図 3 c に示されるようにより高いバイアス電圧によって引っ張られ、より深く崩壊すると、より大きな中心接触領域 1 7' は、図 3 d に示されるようにより小さい自由振動領域 A 2 を与える。このより小さい領域 A 2 は、より大きい A 1 領域より高い周波数で振動する。従って、直流バイアス電圧が低下するほど、崩壊CMUTセルの周波数応答は低下し、直流バイアス電圧が増大するほど、崩壊CMUTセルの周波数応答は増大する。

30

【 0 0 4 7 】

図 4 及び図 5 は、崩壊CMUTの直流バイアス電圧のどれくらいの変動が、特定の所望の動作周波数についてトランスデューサを最適化することができるかを示す。図 4 は、崩壊モードで動作される固定の直流バイアスによるCMUTトランスデューサの周波数応答曲線 5 4 を示しており、これは、6 MHz の公称中心周波数を有する。トランスデューサプローブが 6 MHz の信号によって動作されるとき、約 6 MHz の信号の応答曲線は、プローブが通過帯域の中央で動作するとき、良好な感度を示すことが分かる。しかしながら、プローブが、例えば 4 MHz の低い帯域の信号によって動作されるとき、帯域 5 2 は、応答曲線 5 4 の低いほうの端部にあり、ピークより約 4 dB 下がるので、このレンジの信号の帯域 5 2 はロールオフする。同様に、帯域 5 6 によって示されるように約 8 MHz で動作されるとき、トランスデューサ通過帯域 5 4 の高周波ロールオフは、信号をピークよ

40

50

り6 dB減衰させる。しかし、直流バイアス電圧が、動作の所望の周波数帯域についてトランスデューサを最適化するように変えられるとき、この裾部の減衰が回避される。図5が示すように、この例において、70ボルトの直流バイアスが、低帯域動作のために使用され、90ボルトが、中央帯域動作のために使用され、120ボルトが、高帯域動作のために使用される場合、所望の通過帯域52'、54'及び56'は、いずれのケースもシフトされた共振トランスデューサ通過帯域の中央にあり、側裾部の周波数ロールオフをほとんど又は全く生じさせない。

#### 【0048】

超音波アレイ動作の例の1つが図12aに示される。超音波信号の送信中、アレイのCMUTセルは、通常モードで動作される。このモードにおいて、メンブレン114は、直流バイアス電圧V1によってセル底面より上で自由に振動するようにセットされる。セル底面に対するメンブレン114の位置の断面図が、101として示されている。簡潔さのために、CMUTセルの他の部分は、示されていない。エコー信号の受信時、直流バイアス制御45は、V1及びCMUTセルの閾値より高い値V2に、直流バイアス電圧をセットする。従って、アレイ内のセルのメンブレンは、動作中、セル底面に崩壊するようにセットされる。崩壊モードのセル底面に対するメンブレン114の位置の断面図が103として示されている。より高い直流バイアスが、崩壊モードにおいて電極に印加されるほど、共振周波数は増大する。図12cは、より低い直流バイアスV1が、低い周波数( $f_0$ )で高音響圧力波を送信するために使用されることができるとき、送信時のトランスデューサの周波数応答を帯域88として示し、高いDCバイアスV2が、CMUTトランスデューサ( $3f_0$ 、 $4f_0$ 、 $5f_0$ 、...)の周波数応答を増大するために使用されることができるとき、受信時の周波数応答を帯域89として示す。

#### 【0049】

本発明の原理によれば、超音波システム応答の周波数感度は、CMUTセルが異なる直径を有するアレイを提供することによって、更に広げられることができる。異なる直径をもつセルのバイアスは、可変の基本周波数で超音波を送信することを可能にすることができる。より大きい直径をもつCMUTセルは、より小さい直径をもつセルと比較して、より低い基本周波数を有する。

#### 【0050】

図12bは、互いに異なる直径をもち、同じ基板112上に位置することができるCMUTセルの複数を含む2つの群86、87を有するトランスデューサアレイを示す。CMUTセルの第1の群86は、CMUTセルの第2の群87と比較して、より大きい直径を有する。群86は、相対的に低い周波数(例えば1乃至4MHzの $f_0$ )で高い音響圧力信号を送信するように動作されることができ、より小さい直径を有するCMUTの群87は、受信時、エコー信号の高次高調波( $3f_0$ 、 $4f_0$ 、 $5f_0$ 、...)で動作されることができ、アレイ内で異なる直径を有するトランスデューサの周波数応答が、図12cに同様に概略的に示されている。異なる直径を有するCMUTのメンブレンは、所望の周波数感度要求を満たすために、さまざまなサイズ及び厚さを有することができる。アレイは、2より多くの異なる直径を有するセルを含むこともでき、それらは、別個の基板に製造され、後からシステムのアレイに組み立てられることができる。

#### 【0051】

超音波システムは、概して、操作する臨床医に、特定の臨床アプリケーション用に動作周波数帯域を設定する能力を提供する。一般に、臨床医は、システム制御パネル38上のユーザ制御部を調節することにより、図5及び図6aに示されるように、より良好な透過(PENモード52)のために4MHz以下の公称中心周波数を有するより低い周波数、あるいは、より良好な解像度(RESモード56)のために8乃至12MHzの公称中心周波数を有するより高い周波数、あるいは、良好な透過及び良好な解像度(GENモード54)を必要としている一般的なアプリケーション用に4乃至8MHzの公称中心周波数を有する中間周波数のレンジ、でトランスデューサを励起することができる。単一の直流バイアス設定のみが使用される場合、CMUTトランスデューサ動作の妥協帯域が、すべ

ての3つのシステム設定のために使用されなければならない。しかし、臨床アプリケーション設定に対応してCMUTトランスデューサ周波数応答帯域を変える能力によって、図6bに示すように、より低い帯域52'が、PENモードで使用されることができ、中間帯域54'が、GENモードで使用されることができ、高い帯域56'が、RESモードで使用されることができ、中心GEN帯域について最適化される固定の直流バイアスが使用される場合、PEN及びRES帯域52'及び56'は、帯域52及び56のより低い応答と比較して、改善された感度を示すことが分かる。従って、可変の帯域崩壊モードCMUTトランスデューサプローブの周波数応答は、特定の臨床的アプリケーションのニーズに合わせて調節される。

#### 【0052】

可変帯域の崩壊モードにおけるCMUTトランスデューサの周波数応答は、エコー受信の間、連続的に変えられることもでき、それにより、図7及び図8に示されるようにシステム追跡フィルタと同じ効果を提供する。図7は、エコーが図示の縦軸軸で示されるように時間と共に増大する深さから受信されるとき、エコー信号62、64、66の中心周波数の漸進的な低下を示す。ライン60は、深さ(時間)に関する中心周波数の安定した低下をプロットする。エコーは、浅い深さから受信され、次第により深い深さから受信されるので、崩壊モードCMUTの直流バイアス電圧は、図8のライン70に示されるように、より高い電圧からより低い電圧へ変更され、それに応じて、CMUTセルの中心周波数が低下する。崩壊モードCMUTアレイの周波数応答は、この直流バイアス制御の方法によって、深さ依存の周波数適応に従うように連続的に調整される。

#### 【0053】

本発明の原理により、超音波イメージングの方法85が図10に示される。方法は、ステップS2から開始する。ステップS3において、1又は複数のCMUTセルを有するアレイが提供される。アレイは、超音波システムの潜在的な臨床アプリケーションに依存して、同じ直径又は異なる直径をもつCMUTセルを有することができる。2つのCMUT電極間における直流バイアス電圧の結合：ステップS4において、メンブレン電極及び基板電極が配置される。更に、ステップS5において、臨床医は、特定の臨床アプリケーションのために周波数帯域を選択するために、システム制御パネル38上のユーザ制御を調整することができる。周波数帯域の選択は、直流バイアス制御45を通じて個々の異なる直流バイアス電圧をセットすることによって実現される。ステップS6において、超音波信号の送信の間、通常モードでシステムを動作させるために、同じ直流バイアス制御が使用されることができ、直流バイアス電圧が制御されるS6ステップの間、CMUTセルメンブレン114は、セル底面より上で自由に振動するようにセットされる。システムは、閾値以下に保持される印加直流バイアス電圧によって規定されることができ、CMUTセルの基本周波数で、超音波信号を送信する。次のステップS7において、超音波信号の受信は、崩壊モードのシステムによって実施される。ステップS7において、直流バイアス制御45が、システムを崩壊モードで動作させるために使用されることができ、ステップS7の間、CMUTセルメンブレン114が、受信の間、セル底面に崩壊するようにセットされるように、直流バイアス電圧が制御される。受信の間、セル底面に崩壊するメンブレン(17、17')の面積は、ステップS5において選択される特定の臨床アプリケーションの周波数帯域によって決定される。ステップS8において、基本周波数及び/又は基本周波数の高調波により受信されるエコー信号のイメージングが実施される。方法は、ステップS9で終了する。

#### 【0054】

本方法の利点の1つは、送信の間、システムが、1つの直径をもつバイアスCMUTを通じて通常モードで動作されることができ、受信の間、システムが、受信感度を最大にするとともに、高調波周波数が基本周波数から良好に分離されたままであるように、異なる直径をもつバイアスCMUTセルを通じて崩壊モードで動作されることができ、ことである。

#### 【0055】

ステップ83において実施される特定の臨床アプリケーションの例の1つは、特に心臓灌流イメージングのように低いメカニカルインデックス(MI)が一般に適用される造影剤イメージングでありうる。コントラスト信号をイメージングするためのより高次の高調波を使用する実現可能性が、図11a、図11b、図11c及び図11dに示されている。超音波画像は、CMUTアレイに基づく出願人の超音波システムVoyagerのプロトタイプを使用して取得された。CMUTセルは、1.5MHz(MI~0.1)を中心とする15Vの振幅を有する交流電気信号によって励起された。図11aは、受信された超音波RFデータセットのスペクトルを示し、基本周波数90、2次高調波91、3次高調波92及び4次高調波93が示されている。図11b、図11c及び図11dは、造影剤として使用されたマイクロバブルからの2次、3次及び4次散乱から再構成される画像を示す。画像の動的レンジは40dBである。この造影剤イメージングにおいて、相対的に低い周波数が、身体組織からの応答を反映することができ、相対的により高い周波数が、造影剤からの応答を反映することができる。

10

## 【0056】

本発明の臨床アプリケーションの更に他の例は、特に心臓アプリケーションのための改善された画像動的エラストグラフィである。動的エラストグラフィ(例えばせん断波イメージング)は、関心領域(ROI)に機械的なせん断波を生成するために高強度パルスを使用する。波のスピードは、交互するパルスによって追跡される。局所的な速度評価が、組織せん断モジュラスを逆算するために使用される。心臓アプリケーションにおいて、ROIは、15-20cm程度の深さでありうる。それゆえ、特にせん断波を生成するためには、より低い周波数が望ましい。(通常及び崩壊モードで動作する)CMUTに基づくデュアルモード超音波システムは、潜在的に、せん断波生成のために所望の強度を有するより低い周波数を供給し、追跡/イメージングのために中間周波数-より高い周波数を供給することができる。好適な実施形態において、せん断波の生成は、相対的により大きい直径をもつCMUTセルの駆動により行われることができ、エコー信号の追跡は、相対的により小さい直径をもつCMUTセルによって送信されることができる。

20

## 【0057】

特定の臨床アプリケーションの別の例は、光音響法である。光音響法は、組織からの音響応答を生成するために光学励起を使用するモダリティである。受信された音響応答は、多くの場合、広帯域RF応答である(10MHzより高い)。CMUTに基づくデュアルモード超音波システムは、受信された光音響応答の周波数レンジを検出し、全体の帯域幅を取得することを助けることができる。

30

## 【0058】

臨床アプリケーションの別の例は、集束超音波エネルギーを使用して病変をアブレートし/消失させるための非侵襲アプローチとして文献に確立されている高密度焦点式超音波(HIFU)である。

## 【0059】

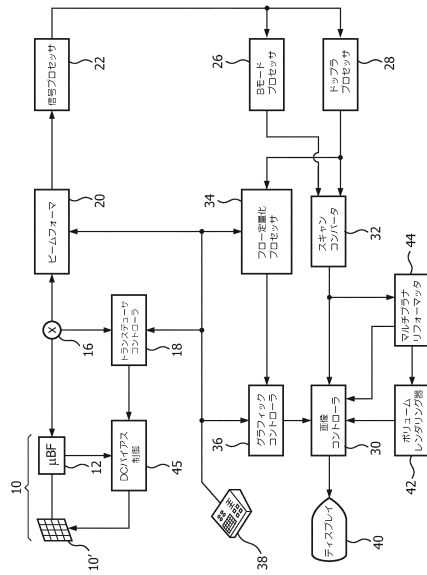
本発明は、図面及び上述の説明において詳しく図示され記述されているが、このような図示及び記述は、制限的なものではなく、説明的又は例示的なものとして考えられることができる。本発明は、開示された実施形態に制限されない。開示された実施形態に対する他の変更は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され達成されることができる。

40

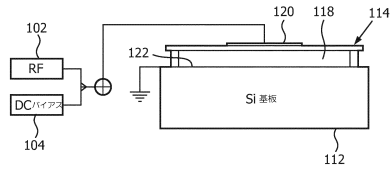
## 【0060】

請求項における「有する、含む(comprising)」という語は、他の構成要素又はステップを排除せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数性を除外しない。単一の素子又は他のユニットは、請求項に列挙されるいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。特定的手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

【図1】



【図2】



【図3a】

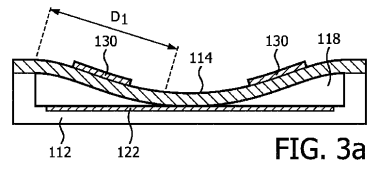


FIG. 3a

【図3b】

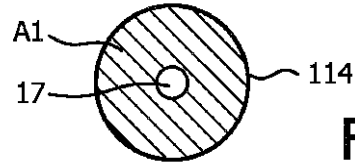


FIG. 3b

【図3c】

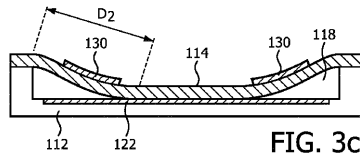


FIG. 3c

【図3d】

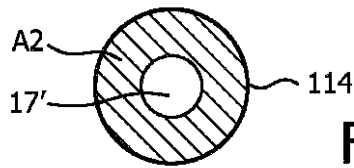
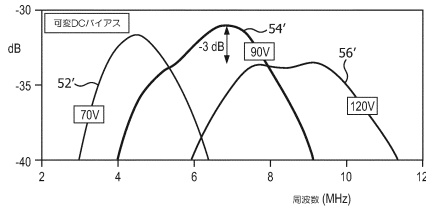
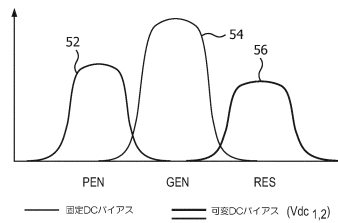


FIG. 3d

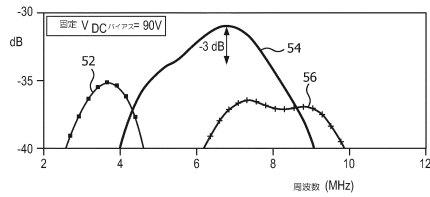
【図5】



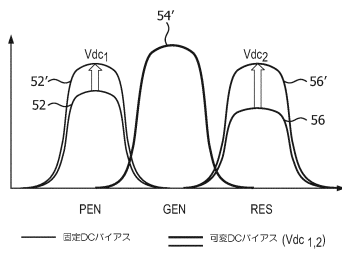
【図6a】



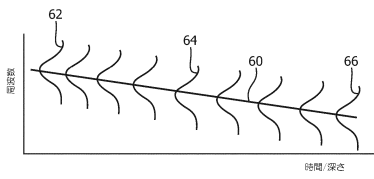
【図4】



【図6b】



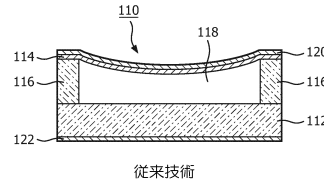
【図7】



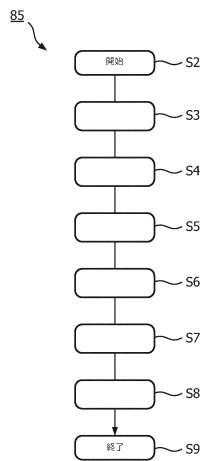
【図8】



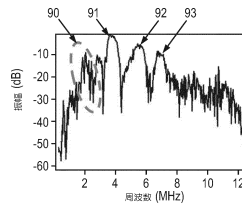
【図9】



【図10】



【図11a】



【図11b】

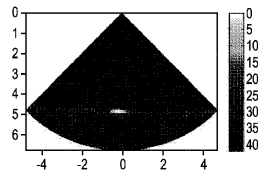


FIG. 11b

【図11c】

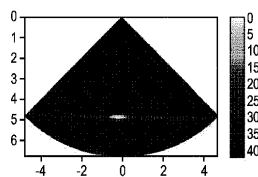


FIG. 11c

【 1 1 d 】

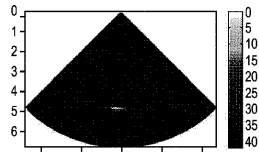
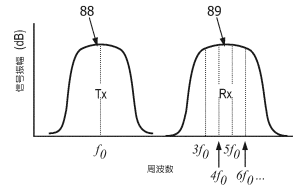


FIG. 11d

【 1 2 c 】



【 1 2 a 】

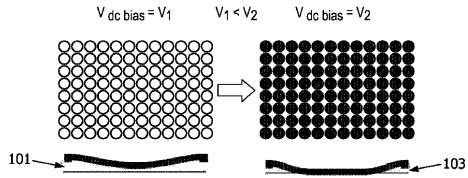


FIG. 12a

【 1 2 b 】

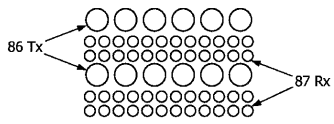


FIG. 12b

---

フロントページの続き

(72)発明者 パティル アブハイ ヴィジェイ  
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 ビルディング  
5

(72)発明者 ソン ジュンホ  
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 ビルディング  
5

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特開2011-124891(JP,A)  
特表2012-519406(JP,A)  
特開2006-020313(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5  
H 0 4 R 1 9 / 0 0

专利名称(译)	双模CMUT传感器		
公开(公告)号	<a href="#">JP6513674B2</a>	公开(公告)日	2019-05-15
申请号	JP2016537212	申请日	2014-08-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	パティルアブハイヴィジエイ ソングンホ		
发明人	パティル アブハイ ヴィジエイ ソングンホ		
IPC分类号	A61B8/14 H04R19/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/4411 A61B8/4438 B06B1/02 B06B1/0292 H02N1/006 H02N1/08		
FI分类号	A61B8/14.ZDM H04R19/00.330		
优先权	61/870276 2013-08-27 US 2013187234 2013-10-03 EP		
其他公开文献	JP2016533825A5 JP2016533825A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声诊断成像系统在超声信号的传输期间以正常模式操作，并且CMUT换能器探头具有在接收超声信号期间以衰减模式操作的具有相同或可变直径的CMUT单元阵列。一。针对不同临床应用调整对CMUT单元的频率响应，或者通过降低CMUT单元的DC偏置电压以用于回声接收期间的较低频率临床应用，或者用于较高频率的临床应用它可以通过增加DC偏置电压或通过连续降低DC偏置电压来连续改变，因为接收到回波以跟踪返回回波信号的信息频率分量。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6513674号 (P6513674)
(45) 発行日 令和1年5月15日(2019.5.15)	(24) 登録日 平成31年4月18日(2019.4.18)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01) H04R 19/00 (2006.01)	F I A61B 8/14 ZDM H04R 19/00 330	
請求項の数 14 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-537212 (P2016-537212) (22) 出願日 平成26年8月14日(2014.8.14) (65) 公表番号 特表2016-533825 (P2016-533825A) (43) 公表日 平成28年11月4日(2016.11.4) (86) 国際出願番号 PCT/EP2014/067400 (87) 国際公開番号 W02015/028314 (87) 国際公開日 平成27年3月5日(2015.3.5) 審査請求日 平成29年8月1日(2017.8.1) (31) 優先権主張番号 61/870,276 (32) 優先日 平成25年8月27日(2013.8.27) (33) 優先権主張国 米国(US) (31) 優先権主張番号 13187234.3 (32) 優先日 平成25年10月3日(2013.10.3) (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)	(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven	
前置審査	(74) 代理人 100122769 弁理士 苗田 秀仙 100163809 弁理士 五十嵐 貴裕	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】デュアルモードCMUTトランスデューサ		