

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6907193号
(P6907193)

(45) 発行日 令和3年7月21日 (2021.7.21)

(24) 登録日 令和3年7月2日 (2021.7.2)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2018-512908 (P2018-512908)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年9月9日 (2016.9.9)		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2018-527096 (P2018-527096A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成30年9月20日 (2018.9.20)		オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/071242		
(87) 国際公開番号	W02017/042304	(74) 代理人	110001690
(87) 国際公開日	平成29年3月16日 (2017.3.16)		特許業務法人M&Sパートナーズ
審査請求日	令和1年9月6日 (2019.9.6)	(72) 発明者	ディットマー ウェンディー ホエン
(31) 優先権主張番号	15184586.4		オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
(32) 優先日	平成27年9月10日 (2015.9.10)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 幅広い深度及び詳細なビューを備えた超音波システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関心領域を含む立体測定領域を撮像するための超音波システムであって、
 前記立体測定領域にわたって可変周波数範囲内の超音波ビームをステアリング可能な複
 数のCMUTトランスデューサのアレイを有する、腔内撮像に適したプローブと、
 超音波ビームステアリングを制御し、前記立体測定領域の超音波画像データを提供する
 、前記アレイに結合されたビームフォーマと、
 動作の際、前記可変周波数範囲内で、前記CMUTトランスデューサの動作周波数を
 変化する、前記ビームフォーマに結合されたトランスデューサ周波数コントローラであ
 って、前記トランスデューサ周波数コントローラは、前記立体測定領域内でステアリングさ
 れる超音波ビームについて、前記動作周波数を第1の周波数に設定する、トランスデュー
 サ周波数コントローラと、
 前記超音波画像データに基づき超音波画像を生成する画像プロセッサと、
 前記超音波画像データに基づき関心領域を識別することを可能にする関心領域 (ROI)
 識別部であって、前記立体測定領域内の前記関心領域を示す識別データを生成する、ROI
 識別部と、
 前記プローブ及び前記ROI識別部に結合され、動作中、前記プローブを動かすように
 作用する駆動機構とを備え、
 前記トランスデューサ周波数コントローラはさらに、前記識別データに基づき、前記関
 心領域内でステアリングされる超音波ビームについて、前記動作周波数を第2の周波数に

10

20

変更し、前記第 2 の周波数は、前記第 1 の周波数よりも高く、前記駆動機構は、前記識別データに基づき前記プローブを動かし、前記プローブと前記関心領域との間の距離変更を可能にする、超音波システム。

【請求項 2】

前記ビームフォーマは、前記立体測定領域内で比較的低い空間分解能を有し、前記関心領域内で比較的高い空間分解能を有する前記超音波画像データを提供する、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記画像プロセッサは、前記低い空間分解能のデータに基づき前記立体測定領域のワイドビューを生成し、前記高い空間分解能のデータに基づき前記関心領域の詳細ビューを生成する、請求項 2 に記載の超音波システム。

10

【請求項 4】

前記立体測定領域の前記ワイドビュー、及び前記関心領域の前記詳細ビューの両方を表示する、前記画像プロセッサに結合された画像ディスプレイをさらに備える、請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記画像ディスプレイは、前記ワイドビュー及び前記詳細ビューの両方を空間的レジストレーションで表示する、請求項 4 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記立体測定領域内の前記関心領域の手動選択に応答する、前記 R O I 識別部に結合されたユーザインターフェイスをさらに備える、請求項 1 に記載の超音波システム。

20

【請求項 7】

前記ユーザインターフェイスは、ディスプレイに関連づけられたタッチスクリーンである、請求項 6 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

前記関心領域の前記詳細ビューはリアルタイム更新される、請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 9】

前記画像ディスプレイはさらに、前記立体測定領域内の前記プローブの現在位置を表示する、請求項 4 に記載の超音波システム。

30

【請求項 10】

前記トランスデューサ周波数コントローラは、前記動作周波数を、前記関心領域内でステアリングされる超音波ビームについて前記第 2 の周波数に、前記関心領域外でステアリングされる超音波ビームについて前記第 1 の周波数に同時に設定し、前記第 2 の周波数は前記第 1 の周波数よりも高い、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 11】

前記アレイは 1 次元アレイである、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 12】

前記アレイは 2 次元アレイである、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 13】

40

関心領域を含む立体測定領域の可変周波数超音波撮像を行う超音波システムの作動方法であって、該超音波システムは、プローブと、ビームフォーマと、トランスデューサ周波数コントローラと、画像プロセッサと、R O I 識別部と、駆動機構とを備え、

前記プローブが、前記立体測定領域にわたって、可変周波数範囲内の超音波ビームをステアリングするステップと、

前記ビームフォーマが、前記超音波ビームのステアリングを制御し、前記立体測定領域の超音波画像データを提供するステップであって、前記制御は、前記トランスデューサ周波数コントローラにより、前記ステアリングされるビームの周波数を第 1 の周波数に設定することを含む、ステップと、

前記画像プロセッサが、超音波画像を生成するために前記超音波画像データを処理する

50

ステップと、

前記 R O I 識別部が、前記立体測定領域内の前記超音波画像データにおける前記関心領域を示す識別データを生成するステップと、

前記画像プロセッサが、プローブから前記関心領域までの距離を計算するステップと、
前記駆動機構が、前記関心領域に対して前記プローブを動かすことによって前記距離を縮めるステップであって、縮めることは前記識別データに基づくステップと、

前記トランスデューサ周波数コントローラが、前記関心領域内でステアリングされる超音波ビームの周波数を、前記第 1 の周波数よりも高い第 2 の周波数に変更するステップとを含む、方法。

【請求項 1 4】

10

前記ビームフォーマが、前記立体測定領域内で比較的低い空間分解能を有し、前記関心領域内で比較的高い空間分解能を有する前記超音波画像データを提供するステップをさらに含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記画像プロセッサが、前記低い空間分解能のデータに基づき前記立体測定領域のワイドビューを生成し、前記高い空間分解能のデータに基づき前記関心領域の詳細ビューを生成するステップを含む、請求項 1 4 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、関心領域を含む立体測定領域を撮像するための超音波システムであって、前記立体測定領域にわたって可変周波数範囲内の超音波ビームをステアリング可能な複数の C M U T トランスデューサのアレイを有する、腔内撮像に適したプローブと、超音波ビームステアリングを制御し、前記立体測定領域の超音波画像データを提供する、前記アレイに結合されたビームフォーマと、前記周波数範囲内で、前記 C M U T トランスデューサの動作周波数を変化させる、前記ビームフォーマに結合されたトランスデューサ周波数コントローラであって、前記周波数コントローラは、前記立体測定領域内でステアリングされる前記超音波ビームについて、前記動作周波数を第 1 の周波数に設定する、トランスデューサ周波数コントローラと、前記超音波画像データに基づき超音波画像を生成する画像プロセッサとを備える超音波システムに関する。

30

【0002】

本発明は、さらに、かかる超音波システムを使用する立体測定領域の可変周波数超音波撮像方法に関する。

【背景技術】

【0003】

C M U T トランスデューサプローブを有する超音波撮像システムは、W O 2 0 1 5 0 2 8 3 1 4 A 1 から公知である。このプローブは、以下のモードのいずれかで動作するように構成された複数の C M U T セルを有するアレイを備える。1 つ目は、D C バイアス電圧によって、C M U T の動作中、セルの C M U T 膜をセルフロア上で自由に振動させる従来のモードであり、2 つ目は、D C バイアス電圧によって、C M U T セルの動作中、セルの C M U T 膜をセルフロアまでつぶすつぶれモードである。D C バイアス電圧の増加によって、つぶれモードでの動作中、C M U T セルの周波数応答の中心周波数は増加し、D C バイアス電圧の減少によって、つぶれモードでの動作中、C M U T セルの周波数応答の中心周波数は減少する。D C バイアス電圧は、身体の立体領域が撮像される周波数に応じて、異なる臨床用途に合わせて選択され得る。

40

【0004】

C M U T 技術の視点をさらに活用する新しい撮像技術に対するニーズが存在する。

【発明の概要】

【0005】

本発明の目的は、超音波イメージングにおける改善された能力を可能にする超音波シス

50

テムを提供することである。

【0006】

この目的は、本発明によれば、超音波画像データに基づき関心領域を識別することを可能にする関心領域（ROI）識別部と、プローブ及びROI識別部に結合された駆動機構とを提供することによって達成される。

【0007】

前記識別部は、前記立体測定領域内の前記関心領域を示す識別データを生成し、前記トランスデューサ周波数コントローラはさらに、前記識別データに基づき、前記関心領域内でステアリングされる前記超音波ビームについて、前記動作周波数を第2の周波数に設定し、前記第2の周波数は、前記第1の周波数よりも高く、前記駆動機構は、前記識別データに基づき前記プローブを動かし、前記プローブと前記ROIとの間の距離を縮めることを可能にする。

10

【0008】

本発明は、識別された関心領域内の超音波ビームの周波数を高めることを可能にする新たな撮像技術を提供にあたり、CMUTトランスデューサの可変周波数能力を利用する。ROI識別部によって超音波データにおいてROIが識別されると、トランスデューサ周波数コントローラは、ROIが位置する立体特定領域の一部においてビーム周波数を増加させる。さらに、システムは、領域内の識別されたROIの位置に応じて立体測定領域に対するプローブの位置を自動的に調整することにより、立体測定領域に対して腔内プローブを移動させることによって、超音波撮像中にユーザにさらなる柔軟性を与える。識別されたROIとプローブとの間の距離が、選択された高い周波数における音響ビームの貫通深度よりも大きい場合、システムは、高いビーム周波数を有するROIの詳細ビューが生成され得るために、プローブをROIに近づけるよう駆動機構を構成し得る。

20

【0009】

一実施形態では、前記ビームフォーマは、前記立体測定領域内で比較的低い空間分解能を有し、前記関心領域内で比較的高い空間分解能を有する前記超音波画像データを提供する。

【0010】

この実施形態では、関心領域にわたって送信されるビーム周波数を高めることによって、ビームフォーマが、より高い周波数のROI由来エコー信号を受信することを可能にし、よって、識別されたROIのより高い分解能の超音波データを提供する。従来技術のシステムと比較して、本発明の超音波システムは、超音波走査中に、立体測定領域に関するより詳細な超音波情報を受信することができる。

30

【0011】

他の実施形態では、前記画像プロセッサは、前記低い空間分解能のデータに基づき前記立体測定領域のワイドビューを生成し、前記高い空間分解能のデータに基づき前記関心領域の詳細ビューを生成する。

【0012】

音波減衰は、周波数の上昇とともに増加する。したがって、高い貫通深度を有するが低い空間分解能を有する立体測定領域のワイドビューと、ワイド視野内の詳細視野とを生成することが有益であり、ROIは、より高い空間分解能で撮像され得る。本発明の利点は、単一の超音波走査の間に同じCMUTトランスデューサアレイを使用して、両方の視野を生成可能なことである。

40

【0013】

他の実施形態では、超音波システムはさらに、前記立体測定領域の前記ワイドビュー、及び前記関心領域の前記詳細ビューの両方を表示する、前記画像プロセッサに結合された画像ディスプレイを備える。

【0014】

両視野はユーザに対して、別々の超音波画像として互いに隣接して表示されてもよいし、又は1つの超音波画像として空間的レジストレーションを使用して表示されてもよい。

50

【 0 0 1 5 】

他の実施形態では、超音波システムは、前記立体測定領域内の前記 R O I の手動選択に
応答する、前記 R O I 識別部に結合されたユーザインターフェイスをさらに備える。

【 0 0 1 6 】

これにより、ユーザは、R O I 識別部によって識別されるべき R O I を手動で選択する
機会を得る。オプションで、ユーザインターフェイスは周波数コントロールに結合されて
もよく、この場合、ユーザはさらに、立体測定領域内及び関心領域内でそれぞれステアリ
ングされるビームの比較的低い周波数及び高い周波数を選択し得る。

【 0 0 1 7 】

他の実施形態では、アレイは 2 次元アレイ又は 1 次元アレイである。

10

【 0 0 1 8 】

アレイのデザインに応じて、超音波システムは、立体測定領域の 3 次元超音波画像又は
2 次元超音波画像 (2 D スライス) を提供し得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【図 1 a】図 1 a は、本発明の原理に係る立体測定領域の可変周波数撮像のための超音波
システムを示す。

【図 2】図 2 は、D C バイアス電圧によって制御され、r . f . 駆動信号によって駆動さ
れる C M U T セルを示す。

【図 3 a - 3 d】図 3 a ~ 図 3 d は、本発明の実施形態に適用されるつぶれモードの C M
U T 動作の原理を示す。

20

【図 4】図 4 は、つぶれモードで動作する C M U T セルの音響性能の等高線図を示す。

【図 5】図 5 は、関心領域外の立体測定領域内でステアリングされる超音波ビームの比較
的低い周波数と、関心領域内でステアリングされる超音波ビームの比較的高い周波数とを
用いた立体測定領域のスキャンを示す。

【図 6 a - 6 b】図 6 a ~ b は、立体測定領域の超音波画像の表示を、関心領域の詳細ビ
ューを含む立体測定領域のワイドビューとともに示す。

【図 7 a - 7 b】図 7 a ~ b は、立体測定領域に対して移動されるように適合された腔内
プローブを使用する、可変ビーム周波数を有する立体測定領域のスキャンを示す。

【図 8】図 8 は、本発明の原理に係る腔内プローブを使用して得られた超音波画像の表示
を示す。

30

【図 9】図 9 は、本発明に係る関心領域を含む立体測定領域を撮像するための超音波シ
ステムを示す。

【図 1 0】図 1 0 は、本発明の可変周波数画像取得の基本原理のワークフローを示す。

【図 1 1】図 1 1 は、本発明に係る可変周波数画像取得のためのワークフローを示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

図 1 は、本発明の原理に係る立体測定領域の可変周波数撮像のための超音波システム 1
0 0 を概略的かつ例示的に示す。プローブ 1 0 は、例えば C M U T (c a p a c i t i v e
m i c r o m a c h i n e d u l t r a s o u n d t r a n s d u c e r s) な
どの可変周波数超音波トランスデューサのアレイ 1 4 を含み得る。このアレイ 1 4 は、2
次元アレイ又は 1 次元アレイのいずれであってもよい。アレイの C M U T は、立体測定視
野 1 3 1 (図 5) (立体測定領域を含む) にわたって、可変周波数範囲内の超音波ビーム
を送信し、送信されたビームに応じたエコーを受信する。アレイ 1 4 のトランスデューサ
は、アレイトランスデューサ 1 4 の C M U T によって送信される超音波ビームのステアリ
ングを制御するビームフォーマ 6 4 に結合される。ビームフォーマは、さらに、トランス
デューサによって受信されたエコーをビーム成形する。ビームは、トランスデューサアレ
イ 1 4 から直進する (アレイに対して直交する) よう方向づけられてもよいし、又は、よ
り大きな視野のために異なる角度に方向づけられてもよい。オプションで、超音波シス
テムは、それぞれがトランスデューサのグループをビームフォーマ 6 4 と結合する、複数の

40

50

マイクロビームフォーマ（図示せず）を有し得る。上記複数のマイクロビームフォーマ（サブアレイビームフォーマ）は、トランスデューサのグループからの信号を部分的にビーム成形し、それにより、プローブとメイン取得システムとを結合する信号チャネルの量を減少させる。マイクロビームフォーマは、好ましくは、集積回路の形態で作成され、プローブ１０のハウジング内であって、アレイトランスデューサの近くに配置される。プローブ１０は、さらに、プローブ１０の位置を示す信号をトランスデューサ位置検出器５４に供給する位置センサ５２を含み得る。センサ５２は、磁気、電磁気、無線周波数、赤外線、又は他のタイプのセンサであり得る。

【００２１】

マイクロビームフォーマによって生成された部分的にビーム成形された信号は、ビームフォーマ６４に送られ、各トランスデューサグループからの部分的にビーム成形された信号が結合され、完全にビーム成形された信号が生成される。超音波システム１００は、さらに、ＣＭＵＴアレイ１４及びビームフォーマ６４（又はオプションで複数のマイクロビームフォーマ）に結合されたトランスデューサ周波数コントローラ６２を備える。周波数コントローラ６２は、以下でより詳細に説明するように、アレイ１４内の各ＣＭＵＴトランスデューサの共振周波数を調整することによって、送受信される超音波ビームの周波数を制御する。完全にビーム成形された信号（すなわち、ビームに沿うコヒーレントエコー信号）は超音波画像データを表し、超音波画像データは、フィルタリング、振幅検出、ドップラー信号検出、及び信号プロセッサ６６による他の処理によって処理される。その後、超音波データは、画像プロセッサ６８によってプローブの座標系（例えば、 r 、 θ 、 z ）における超音波画像信号に処理される。超音波画像信号は、さらに、グラフィックプロセッサ７４によって所望の超音波画像形式（例えば、 x 、 y 、 z デカルト座標）に変換され、ディスプレイ１８上に表示されてもよい。

【００２２】

画像プロセッサ６８には関心領域識別部７２が結合され、関心領域識別部７２は、超音波画像データの解析に基づいて、立体測定視野１３１内の関心領域８２'（ＲＯＩ）を示す識別データを生成するように構成される。画像プロセッサ６８及びＲＯＩ識別部７２はともに、１つの画像分析ユニット６８'の一部とすることができる。超音波撮像システム１００は、ユーザインターフェイス３８によって制御され得る。特に、ユーザインターフェイス３８は、ＲＯＩ識別部７２に接続されたり、又は画像分析ユニット６８'に直接接続されてもよく、これは、ディスプレイ上に表示された超音波画像に基づきＲＯＩ８２'を手動選択することを可能にする。さらに、ユーザは、ユーザインターフェイス３８を介して、ユーザがＲＯＩを撮像するために使用することを望む、アレイの可変周波数範囲内の所望の周波数を選択する。立体測定視野１３１内のＲＯＩ８２'の位置及びサイズ並びに所望のＲＯＩ撮像周波数などの上記ユーザ入力は、識別データの形で、画像分析ユニット６８'によってトランスデューサ周波数コントローラ６２に伝達される。本実施形態では、ＲＯＩ識別部と画像プロセッサ６８との間でユーザによって特定されたパラメータが交換され、画像プロセッサは、ＲＯＩ識別部によって提供される生成された識別データに基づき、ＲＯＩ８２'の座標、及び立体測定視野１３１内の特定されたＲＯＩを囲む立体測定領域１３２の座標を計算する。トランスデューサ周波数コントローラ６２は、ＲＯＩ識別部７２によって生成されて、画像プロセッサ６８によって処理される識別データに回答する。トランスデューサ周波数コントローラ６２は、ビームフォーマと共に、立体測定視野１３１内の特定されたＲＯＩを囲む立体測定領域１３２内で操作されるビームの周波数を調整する。ビームフォーマ及びトランスデューサ周波数コントローラは、周波数変更能力とビーム成形能力とを組み合わせた１つの可変周波数ビームフォーマユニット６４'としてデザインされてもよい。上記代替の実施形態では、マイクロビームフォーマが、トランスデューサ周波数コントローラ６２とともに、可変周波数ビームフォーマユニット６４'に組み合わせられ、プローブのハウジング内に配置されてもよい。

【００２３】

本発明によれば、超音波システムの撮像周波数の変化は、つづれモードで動作するよう

10

20

30

40

50

に構成されたCMUTトランスデューサを使用して提供される。CMUT技術は、バイアス電圧を変化させることによって撮像周波数を調整することを可能にする。この周波数範囲は広範囲におよび、この範囲に加えて、各周波数にも帯域幅があり、帯域幅の大部分は100%に近い。この大きな周波数可変性は、広範囲の貫通度及び分解能にわたる撮像を可能にする。

【0024】

本発明のCMUTトランスデューサアレイ14は、複数のCMUTセル(トランスデューサ)を含む。各CMUTセル103は、典型的には、シリコン基板112の上に隙間又はキャピティ118を介して吊り下げられた柔軟な膜又はダイアフラム114を備える。ダイアフラム114上には上部電極120が配置され、ダイアフラムと共に移動する。この例では、基板112の上面であるセルの床には、底部電極が配置される。電極120のデザインには他の形態も考えられ、例えば、電極120は、膜114に埋め込まれてもよく、又は追加層として膜114上に堆積されてもよい。この例では、非限定的な例として、底部電極122は円形に構成され、基板層112内に埋め込まれている。他の適切な構成では、例えば、底部電極122は他の電極形状及び他の場所を有し、例えば、基板層112上に配置され、底部電極112は隙間118に直接露出されるか、又は、上部電極120と底部電極122との間のショートを防止するために電気絶縁層若しくはフィルムによって隙間118から隔離される。さらに、膜層114は、基板層112の上面に対して固定され、膜層114と基板層112との間に球状又は円筒状のキャピティ118を形成するように構成及び寸法デザインされる。明瞭さのために、図2では、非限定的な例として、底部電極122は接地されている。例えば、接地された上部電極120、又は上部電極120及び底部電極122の両方が浮遊であるなどの他の構成も当然に同様に実現可能である。

【0025】

セル100及びそのキャピティ118は、別の幾何学的形状を示してもよい。例えば、キャピティ118は、長方形若しくは正方形の断面、六角形の断面、楕円形の断面、又は不規則な断面を示すことができる。本明細書では、CMUTセル103の直径への言及は、セルの最大横方向寸法として理解されるべきである。

【0026】

底部電極122は、キャピティ側の面が追加層(図示せず)によって絶縁されていてもよい。好ましい電氣的絶縁層は、基板電極122の上かつ膜電極120の下に形成されたONO(oxide-nitride-oxide)誘電体層であるが、この層には任意の電気絶縁材料が考えられる。ONO誘電体層は、有利なことに、デバイスの不安定性、出力音圧のドリフト及び減少をもたらす電極上の電荷蓄積を軽減する。

【0027】

CMUT上のONO誘電体層の作成例は、2008年9月16日に出願された「Capacitive micromachined ultrasound transducer」という名称の、Klootwijkらによる欧州特許出願EP2,326,432A2に詳細に説明されている。ONO誘電体層の使用は、吊り下げられた膜で動作するCMUTよりも電荷保持の影響を受けやすい、予めつづれたCMUTで望ましい。開示される構成要素は、例えば、Al、Ti、窒化物(例えば、窒化シリコン)、酸化物(種々のグレード)、テトラエチルオキシシラン(TEOS)、ポリシリコンなどのCMOS適合性材料から形成され得る。CMOS作成では、例えば、酸化物層及び窒化物層を化学気相成長法により形成し、メタライゼーション(電極)層をスパッタリングによって形成してもよい。

【0028】

適切なCMOSプロセスは、LPCVD及びPECVDであり、後者は、400未満の比較的低い作業温度を有する。開示されるキャピティ118を作成するための例示的な技術は、膜層114の上面を追加する前に、膜層114の初期部分にキャピティを画定することを含む。他の製造の詳細事項は、米国特許第6,328,697号(Fraser

）において見つけることができる。

【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、円柱状キャビティ 1 1 8 の直径は、円形に構成された電極プレート 1 2 2 の直径よりも大きい。電極 1 2 0 は、円形に構成された電極プレート 1 2 2 と同じ外径を有してもよいが、そのような合致は必要ではない。したがって、膜電極 1 2 0 は、下方の電極プレート 1 2 2 と位置合わせされるように、膜層 1 1 4 の上面に対して固定され得る。C M U T セル 1 0 0 の電極は、装置の容量性プレートを提供し、隙間 1 1 8 は、キャパシタのプレート間の誘電体である。ダイアフラムが振動すると、プレート間の誘電体ギャップの寸法が変化し、これにより、受信された音響エコーに対する C M U T セル 1 0 0 の応答として感知される変化する静電容量が提供される。

10

【 0 0 3 0 】

電極間の間隔は、電圧源 4 5 を用いて静電圧、例えば D C バイアス電圧を電極に印加することによって制御される。電圧源 4 5 は、トランスデューサ周波数コントローラ 6 2 内に実装され、その周波数制御能力を提供する。アレイ 1 4 の複数のトランスデューサはそれぞれ、別個の電圧源を有してもよく、又はトランスデューサ周波数コントローラ 6 2 内に実装されたいくつかの電圧源を共有してもよい。電圧源 4 5 はまた、オプションで、C M U T セル 1 0 3 の駆動電圧の D C 及び A C 成分又は刺激成分をそれぞれ提供するための別個のステージ 1 0 2、1 0 4 を備えることができる。第 1 のステージ 1 0 2 は、静 (D C) 電圧成分を生成するように構成され、第 2 のステージ 1 0 4 は、所定の交流周波数を有する交流可変電圧成分又は刺激を生成するように構成されてもよく、後者の信号は通常、全体駆動電圧とそのうちの上記静的成分との間の差である。印加駆動電圧の静的又はバイアス成分は、好ましくは、C M U T セル 1 0 3 をつぶれ状態にするための閾値電圧以上である。これは、第 1 のステージ 1 0 2 が、全体電圧の特に低ノイズの静的成分を生成するために、比較的大きなコンデンサ、例えば平滑化コンデンサを含み得るという利点を有し、静的成分は通常、全体電圧を支配し、全体電圧信号のノイズ特性は、この静的成分のノイズ特性によって支配される。電圧源 4 5 の他の適切な実施形態が明らかであろう。例えば、ある実施形態では、電圧源 4 5 は 3 つの別個のステージを含み、すなわち、C M U T 駆動電圧の静的 D C 成分を生成するための第 1 のステージ、駆動電圧の可変 D C 成分を生成するための第 2 のステージ、及び信号の周波数変更又は刺激成分を生成するための第 3 のステージ、例えばパルス回路などを含む。要するに、電圧源 4 5 は、任意の適切な態

20

30

【 0 0 3 1 】

それ自体は知られているように、一定の閾値を超える静電圧を印加することによって、C M U T セル 1 0 3 は、膜 1 1 4 が基板 1 1 2 上につぶれるつぶれ状態にされる。この閾値は、C M U T セル 1 0 3 の厳密なデザインに依存し、D C バイアス電圧の印加中に膜 1 1 4 がファンデルワール力によってセルの床に付着 (接触) する該バイアス電圧として定義される。膜 1 1 4 と基板 1 1 2 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。膜 1 1 4 と基板 1 1 2 との間の接触面積を増加させると、膜 1 1 4 の共振周波数が上昇する。これについては、図 3 a ~ d を参照してより詳細に説明する。

【 0 0 3 2 】

つぶれモードの C M U T セル 1 0 3 の周波数応答は、つぶれ後の C M U T 電極に印加される D C バイアス電圧を調整することによって変化させられ得る。結果として、より高い D C バイアス電圧が電極に印加されるにつれ、C M U T セルの共振周波数は増加する。この現象の背後にある原理を、図 3 a 及び図 3 b に示す。図 3 a 及び図 3 c の断面図は、これを、膜 1 1 4 の外側支持部分と、膜が各図面においてキャビティ 1 1 8 の床に接触し始める点との間の距離 D 1 及び D 2 によって一次的に説明する。距離 D 1 は、比較的低いバイアス電圧が印加された場合の図 3 a の比較的最長い距離であり、一方、図 3 c の距離 D 2 は、より高いバイアス電圧が印加されたことによる、はるかに短い距離である。これらの距離は、両端で保持され、つま弾かれた長い糸と短い糸に類似する。長いゆるんだ糸は、はじかれると、より短く、張っている糸よりもはるかに低い周波数で振動する。同様に

40

50

、図 3 a の C M U T セルの共振周波数は、より高い引き下げバイアス電圧を受ける図 3 c の C M U T セルの共振周波数よりも低くなる。

【 0 0 3 3 】

実際には、C M U T 膜の有効動作領域の関数であるので、この現象は、図 3 b 及び図 3 d の二次元図からも理解することができる。図 3 a に示すように、膜 1 1 4 が C M U T セルの床にちょうど接触するとき、セル膜 1 1 4 の非接触（自由振動）部分の有効振動面積 A 1 は、図 3 b に示すように大きい。中心 1 7 の小さい穴は、膜の中央接触領域を表す。大面積の膜は、比較的低い周波数で振動する。この領域 1 7 は、C M U T セルのフロアに潰れた膜 1 1 4 の領域である。しかし、図 3 c に示すように、より高いバイアス電圧によって膜がより深いつぶれ状態に引き上げられると、図 3 d に示すように、中央接触領域 1 7 ' がより大きくなり、自由振動領域 A 2 はより小さくなる。このより小さな領域 A 2 は、大きい領域 A 1 よりも高い周波数で振動する。したがって、D C バイアス電圧が減少すると、つぶれた C M U T セルの周波数応答が減少し、D C バイアス電圧が増加すると、つぶれた C M U T セルの周波数応答が増加する。

【 0 0 3 4 】

図 4 は、送信中の、A C 変調、又は定周波数の周波数変調の形態の刺激を含む印加される D C バイアス電圧の関数として、つぶれモードにおける典型的な C M U T セル 1 0 3 の音圧出力の等高線図を示す。対応するパルス長は、印加周波数の半分である。この等高線図から分かるように、C M U T セル 1 0 3 が固定又は静的電圧、例えば固定値の D C バイアス電圧で動作するとき、わずかな周波数範囲でしか、最適な音響性能が得られない。しかし、等高線図に破線で示すように、バイアス電圧信号、及びバイアス電圧信号上の周波数変調を相関して変化させると、C M U T セル 1 0 3 の最適な音響性能は、はるかに大きな周波数範囲にわたって達成され、これにより、C M U T セル 1 0 3 を含む超音波プローブの送信モードで生成される超音波パルス（又はパルストレイン）の有効帯域幅を増加させることができる。したがって、周波数を、この例のように 7 ~ 1 7 M H z 、 3 ~ 1 0 M H z 、又はさらには 2 ~ 1 5 M H z のような広い周波数範囲で変化させることができる。

【 0 0 3 5 】

これは、つぶれ状態の C M U T セル 1 0 3 の共振周波数は、印加される（D C ）バイアス電圧に依存することが説明されている図 3 a 及び図 3 d を参照することによって理解することができる。適切な設定周波数を有する刺激を印加することによって特定の設定周波数の超音波パルスを発生させる際に印加されるバイアス電圧を調整することにより、パルス周波数毎に C M U T セル 1 0 3 の（近）最適音響性能を示す、異なる周波数のパルスを生成することができる。したがって、これは、撮像スペクトルの広い帯域幅にわたって、（近）最適な撮像分解能を保証する。

【 0 0 3 6 】

音波減衰は周波数の増加に伴って増加し、一方、超音波画像の解像度は周波数の増加と共に減少する。例えば、組織内の 2 サイクルパルスに関する典型的な奥行き（深度）及び軸方向分解能を下表に示す。

【表 1】

周波数（M H z ）	画像奥行き（c m）	軸方向分解能（m m）
2	3 0	0. 7 7
5	1 2	0. 3 1
7. 5	8	0. 2
1 0	6	0. 1 5
1 5	4	0. 1

【 0 0 3 7 】

最適要件及び貫通（p e n e t r a t i o n ）要件を合理的に満たすために、大部分の

診断用途の周波数範囲は2～15MHzである。範囲の低い部分は、高い深度（例えば、関心領域が身体より深い位置にある）又は高い減衰（例えば、経頭蓋研究において）の場合に有用である。周波数範囲の高い部分は、小さい貫通が必要な場合（例えば、乳房、甲状腺、若しくは表面血管の撮像又は小児撮像の場合）に有用である。ほとんどの大柄な患者の場合、3～5MHzが十分な周波数であり、一方、細い患者及び小児では、5及び7.5MHzがよく使用され得る。15MHzを超えるより高い周波数範囲は、IVUS、ICE、FL-ICEなどの腔内（血管内）プローブを使用して高解像度画像を提供することができる。これらのプローブは、体腔、血管内でROIの近くに配置することができる。

【0038】

本発明は、単一のCMUTトランスデューサアレイ14を使用する、広周波数範囲における可変周波数超音波撮像のユニークな組み合わせを提供する。

【0039】

図5は、プローブの位置がROI82'に対して固定される、本発明の基本原理を示す。プローブ10は、立体測定視野131の超音波画像を取得するために使用される。トランスデューサ周波数コントローラ62は、関心領域識別部72に応答し、立体測定視野131内で操作される超音波ビームの比較的低い周波数、及び、特定されたROI82'の周囲の立体測定領域132内で操作される超音波ビームの比較的高い周波数を設定する。CMUTエコーによって受信されたエコーは、ビームフォーマによって処理され、ROI外の立体測定領域内で比較的低い空間分解能を有し、関心領域内で比較的高い空間分解能を有する立体測定領域の超音波画像データが提供される。これらの超音波データは画像プロセッサ68で処理され、図6に示されるように、低い空間分解能のデータに基づく立体測定領域のワイドビュー80、及び高空間分解能データに基づく関心領域82の詳細ビュー132'が生成される。特定されたROI82の周囲の立体測定領域132の詳細ビュー132'は、プローブとROIとの間に位置する領域の画像133も含み得る。

【0040】

図6は、ユーザに表示される2D超音波画像の表示99を示し、ワイドビュー80及び詳細ビュー132'は、互いに空間的に位置合わせされている（spatial registration）。選択されたROI82'の表現82は、詳細ビュー132'における増加した撮像周波数で表示される。比較的高い周波数を有する超音波ビームの貫通深度は、比較的低い周波数を有する超音波ビームの貫通深度に比べて低いので、比較的高い周波数範囲の上限周波数は、ROIが位置する深さ（プローブまでの距離）によって制限され、計算の際に画像プロセッサ68によって考慮される。システム100は、まず、比較的低いビーム周波数を有する立体測定視野の超音波データを取得し、立体測定領域の周辺コンテキストを提供し、さらに、特定後、ROI82に「ズームイン」する。ROI82の詳細ビュー132'は、図6cに示すように、先に取得され、コンテキストのために表示されたワイドビュー80の隣にリアルタイムで更新され得る。

【0041】

あるいは、ROI82の詳細ビュー132'及びワイドビュー80は、互いに隣接して表示されてもよい。心臓撮像時の心臓学的用途において、超音波画像の表示及び取得は、ECG同期（ECG gating）によって心周期と同期させられてもよい。

【0042】

CMUTアレイ14が線形アレイである場合、トランスデューサ周波数コントローラ62は、ROIが高周波数で撮像される一方、他の要素は低周波数に維持されるよう、異なる周波数で個々のトランスデューサセル103を制御（駆動）することができる。線形アレイによって得られた模式的画像を図6bに示す。

【0043】

リアルタイム低周波数ワイドビュー80画像と同時に、埋め込みリアルタイム高周波数詳細ビュー132'画像が生成される。これは、周囲コンテキストも比較的低い深度でリアルタイムで撮像され（たとえより低い分解能であっても）、例えばROIの周辺で生じ

10

20

30

40

50

るツールの方向付け及びナビゲーションを可能にするという利点を有する。また、図 6 a 及び図 6 c に示すように、CMUT アレイ 14 がフェーズドアレイである場合、同様の画像を得ることも可能である。フェーズドアレイの場合、画像を構成する各ラインについて、低周波数ラインを含むワイドビュー 80 画像内に高周波数詳細ビュー 132' 画像が埋め込まれるように、全てのトランスデューサに適切な周波数が選択されるように、ビーム成形が実行される。ROI 82 の詳細ビュー 132' 及びワイドビュー 80 の両方がリアルタイムで更新される場合、フェーズドアレイを含むシステムは、まず、低周波数で立体測定視野 131 ボリウム of 全てのラインを取得し、続いて、より高い周波数で特定された ROI 82 を取り囲む立体測定領域 132 の全てのラインを取得することができる。取得されたビューは、さらに、インターリーブ又は補間されて 1 つの超音波画像にされてもよい。これは、図 6 c に示されている。他の取得ワークフローでは、ワイドビュー 80 は詳細ビュー 132' を過ぎて更新され、この場合、ユーザに表示される結果画像は図 6 a に示されるようなものである。前者は、例えば、介入デバイスを追跡するための、全ボリウムのリアルタイムビューという利点を有する。後者は、より少ないラインが取得され、より高いフレームレートが達成され得るという利点を有する。

【0044】

図 7 は、本発明の一実施形態を示し、プローブの位置を、立体測定視野 131' 内で変更することが可能である。プローブは、例えば、プローブが ROI に対して容易に前進及び後進可能であるように、前向き又はエンドファイア構成で配置され得る。これは、例えば EP 17 42 580 B に記載されているように、IVUS (intravascular ultrasound)、ICE (intracardiac echocardiography)、FL-ICE (forward looking intracardiac echocardiography) などの腔内プローブを提供することによって実現されてもよい。

【0045】

腔内プローブは、立体測定領域を走査するためにスweepされる遠位先端におけるトランスデューサアレイを含み得る。ボリウムスweepは、1Dアレイの機械的移動、又は2Dアレイを用いたビームの電子的操作することによって提供され得る。トランスデューサアレイは、プローブの遠位先端に配置された流体チャンバ内に収容され、流体は、プローブと撮像される立体測定領域との間の適切な音響的結合を提供する。図 9 には、本発明の超音波システム 100' が概略的に示されている。システム 100' は、さらに、プローブ及び ROI 識別部 72 に (オプションで分析ユニット 68' に) 結合された駆動機構 21 を備え、駆動機構は識別 (特定) データに基づき、撮像中にプローブ 10 を動かすように作用する。駆動機構 21 はまた、プローブの空間的位置を追跡する位置センサ 52 から信号を受信し、よって、立体測定視野 131' 内でのプローブの移動を提供する。本実施形態は、ROI 82' の撮像用の高周波数の上限に、より高い柔軟性を与える。ROI が識別された後、画像プロセッサ 68 は、識別データに基づき、ROI 82 の座標、及び立体測定視野 131 内の識別された ROI を囲む立体測定領域 132 の座標を計算する。トランスデューサアレイ 14 (又は実質的にはプローブ 10) と ROI との間の距離が、選択された高周波数のビームの貫通深度を超える場合、駆動機構 21 は、ROI の「ズームイン」画像を取得するために、立体測定視野 131' 内の ROI に近づくよう伝達される (図 7 b)。

【0046】

本発明は、(CMOS 製造の進歩によって実現される) 小型化 CMUT トランスデューサ、及び (つぶれ動作モードによって実現される) かかるトランスデューサの広い動作帯域を、駆動装置へのフィードバックループと組み合わせ、立体測定領域における自動ズームイン/アウトを実行可能な新世代の超音波システムをユーザに提供する。つぶれモードで動作する CMUT アレイの広い周波数帯域と、該アレイを含むプローブを物理的に並進移動させる手段との組み合わせは、より詳細な、よって改良された診断イメージングによって、高度な超音波イメージングにおける新たなユーザエクスペリエンスを可能にする。

【 0 0 4 7 】

図 8 は、ユーザに表示される 2 D 超音波画像のディスプレイ 9 9 を示す。詳細ビュー 8 2 及びワイドビュー 8 0 は、互いに隣接して、又は空間的に位置合わせされて示され得る。図 8 には後者の場合が示されており、線形アレイ及びフェーズドアレイによって得られた画像が、互いに隣接して配置されている。図 6 a ~ b と比較すると、詳細ビュー 8 2 は、プローブの位置が R O I の位置に対して固定されている実施形態と比較して、より大きな貫通深度を有するものとして、ユーザの目に映る。ワイドビュー画像 8 0 が、異なる時点で取得されたより高分解能の詳細ビュー画像 8 2 でリアルタイム更新されるよう、詳細ビュー画像がプローブの進行（移動）中に連続的に取得され得る。また、立体測定領域内の移動しているプローブの現在位置が、ワイドビュー画像 8 0 内に表示され得る。

10

【 0 0 4 8 】

画像プロセッサ 6 8 は、R O I 識別パラメータ及びユーザ特定パラメータに基づいて、軸方向ノイズ、横方向スペックル、軸方向強度などの画質パラメータについて得られた超音波データを分析し得る。これらの品質パラメータは、R O I 画質の自動最適化のためのフィードバックループの一部となるよう、プローブを自動的に動かすための駆動機構への入力としても使用され得る。このような自動化は、プローブの細かい移動のために使用され、一方、全体的な運動はユーザインターフェイスを介して制御され得る。ユーザインターフェイス 3 8 を介して、ユーザは、駆動機構の動作に関する追加制御を提供し得る。ユーザインターフェイスは、ユーザが、R O I 及び / 又はプローブの動きを表示画像において手動で定めることを可能にする、ディスプレイに関連付けられたタッチスクリーンであつてもよい。R O I に触れたり、「ピンチイン」又は「ピンチアウト」の動作をしたりすることで、プローブを特定の方向に物理的に移動させたり、又は所与のプローブ位置について貫通深度が十分な場合には詳細画像が取得されるように構成されてもよい。

20

【 0 0 4 9 】

他の実施形態では、比較的高い周波数で得られた R O I のリアルタイム詳細 3 D ビューが、ワイドビュー 2 D 画像内に埋め込まれる。これは、ワイドビュー 2 D 画像の取得には、より少ない処理能力トランスデューサ利用が消費され、3 D 画像（又はバイプレーン R O I ）を可能な限り高いフレームレートで取得できるという利点を有する。1 次元の小さいアパーチャを有するアレイ（例えば、I C E ）の場合、本実施形態は、より良好なアパーチャ次元（I C E 軸方向及び横方向）に基づくワイドビュー撮像、及び全ての次元（例えば、I C E : 高さ（e l e v a t i o n ）を含む）における詳細 R O I 撮像を提供し、これは高周波数でより好ましくなる。

30

【 0 0 5 0 】

R O I 識別部は、超音波増強造影特徴によってマーキングされてもよいカテーテル、針、又はツールなどの特定の物体からの超音波データを使用して自動的に R O I を識別し得る。これらの物体は、それらの形状及びアスペクト（又はマーカー若しくは位置センサ）に基づき画像解析ユニット 6 8 ' によって認識され、そして、R O I の座標が自動的に生成され得る。

【 0 0 5 1 】

他の実施形態では、最初に、比較的高い周波数のビームで関心ボリュームの画像が取得され、この関心ボリュームが、ユーザによって R O I として特定され得る。さらに、ユーザはユーザインターフェイスを介して、貫通深度がより大きいワイドビュー画像（R O I を含む）を得るために、R O I に使用されたものと比較して撮像周波数を低下させ得る。前述してきた実施形態と同様に、これらの視野は互いに隣接して表示されてもよいし、又は空間的レジストレーションによって表示されてもよい。

40

【 0 0 5 2 】

C M U T に印加されるバイアス電圧の変化の最適速度を提供するために、可変周波数ビームフォーマユニット 6 4 ' の（又はオプションで、トランスデューサ周波数コントローラ 6 2 の）集積回路（I C ）エレクトロニクスに対して、別々の要件が課されてもよい。上記の場合のほとんどについて、現在の I C エレクトロニクス技術で十分であり得る。あ

50

るいは、さらに高速のバイアス電圧変化が必要な場合には、WO/2015/086413に記載されているような3端子CMUTを使用することができる。

【0053】

図10には、可変周波数画像取得の基本原理のワークフロー200が示されている。ステップ201において、立体測定視野131が撮像され、この視野は、ワイドビュー80を含む。ステップ202において、ROI82が識別部によって検出され、自動検出は、例えば、特徴的な解剖学的特徴30に基づいて、又はユーザ入力に基づいて実行され得る。ステップ203において、ROIのアウトラインがユーザに表示され得る。このステージにおいて、ユーザは、ユーザインターフェイス38を介してシステム100手動でインタラクトし、ROIのサイズ及び/又は位置を調整してもよい。さらに、ステップ204において、ユーザは、ROIの詳細ビューの所望の解像度(又は周波数)を選択し得る。画像プロセッサ68はさらに、選択された解像度をトランスデューサ動作周波数に変換する。あるいは、このステップにおいて、画像プロセッサ68は、プローブ10(すなわち、プローブ内のトランスデューサアレイ14)からROIまでの固定距離に基づきROI82を撮像可能な上限周波数を計算し得る。この情報はディスプレイ上に表示され得る。ステップ205において、システム100は、より高い解像度でROIの詳細ビューを取得する。ステップ206において、ワイド視野及び詳細視野がユーザに表示される。

10

【0054】

図11には、本発明に係る可変周波数画像取得のためのワークフロー300が示されている。ステップ301において、立体測定視野131が取得される。ステップ302において、ROI82が識別部によって検出される。ステップ303において、ROIのアウトラインがユーザに表示され得る。このステージにおいて、ユーザは、ユーザインターフェイス38を介してシステム100手動でインタラクトし、ROIのサイズ及び/又は位置を調整してもよい。並行して、ステップ307において、画像プロセッサ68は、プローブからROIの最も遠い端部までの距離を計算する。さらに、ステップ304において、ユーザは、ROIの詳細ビューの所望の解像度(又は周波数)を選択し得る。ステップ309において、この情報に基づいて、画像プロセッサ68は、選択された解像度(周波数)に対応する貫通深度を計算する。ステップ308において、プローブとROIとの間の距離が、貫通深度と比較される。計算された貫通深度がROIまでの距離よりも大きい場合、ワークフローはステップ305に進み、システム100は、選択された解像度でROIの詳細ビューを取得する。計算された貫通深度がROIまでの距離よりも小さい場合、ワークフローはステップ310に進み、駆動機構は、プローブをROIの位置に近づける。移動距離は、ROIの位置と選択された解像度とによって決定される。移動距離が、撮像されるボリューム(物体)の解剖学的構造によって制限され、プローブがそれ以上移動できない場合、システム100'は、解剖学的制限を考慮に入れてROIを取得可能な最適解像度を計算し、ユーザにフィードバックし得る。さらに、システム100は、ステップ305において、選択された解像度又は提案された最適解像度でROIの詳細ビューを取得する。ステップ306において、ワイド視野及び詳細視野がユーザに表示される。

20

30

【0055】

当業者は、本発明の原理が2D及び3D超音波イメージングの両方において実施可能であることを理解するであろう。

40

【0056】

単一のユニットまたはデバイスが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を果たし得る。複数の手段が互いに異なる従属請求項に記載されているからといって、これらの手段の組み合わせが好適に使用することができないとは限らない。

【0057】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又は他のハードウェアの一部として供給される光学記憶媒体又はソリッドステート媒体等の適切な媒体上で記憶及び/又は分配されてもよいし、インターネット又は他の有線若しくは無線テレコミュニケーションシステムを介して等の他の形態で分配されてもよい。

50

【図 3 c】

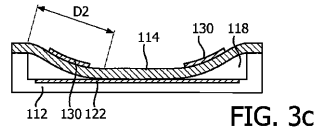


FIG. 3c

【図 3 d】

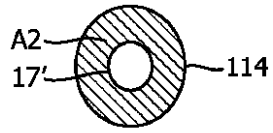


FIG. 3d

【図 4】

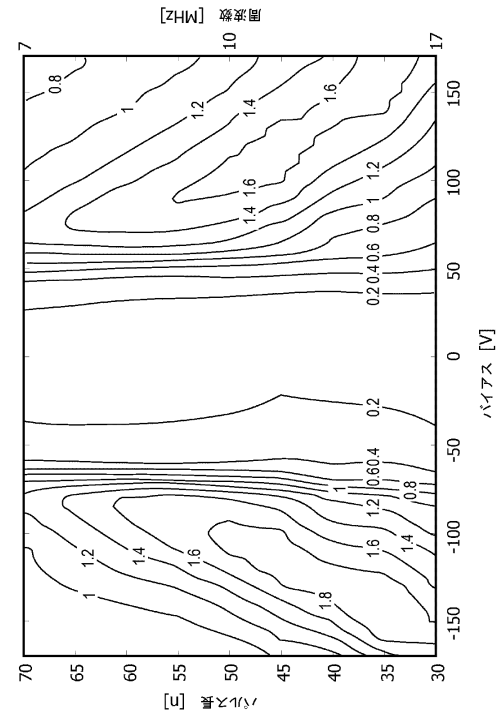


図 4

【図 5】

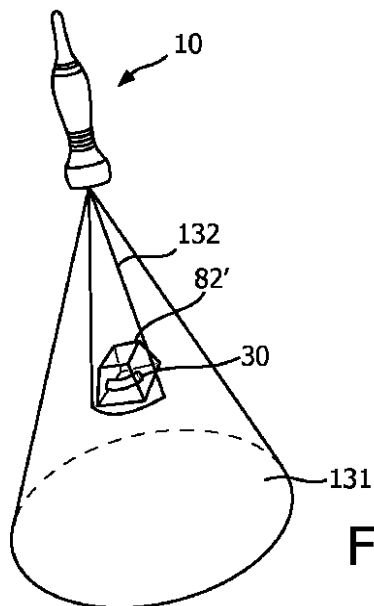
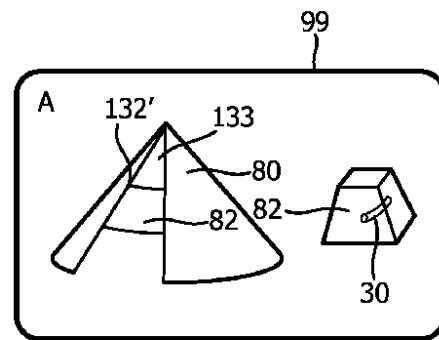
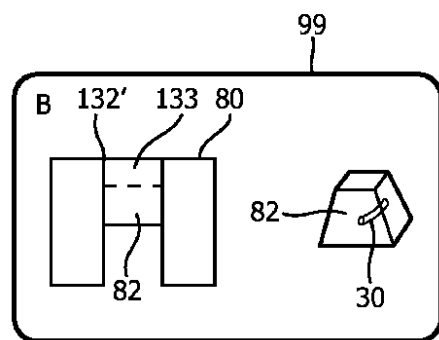


FIG. 5

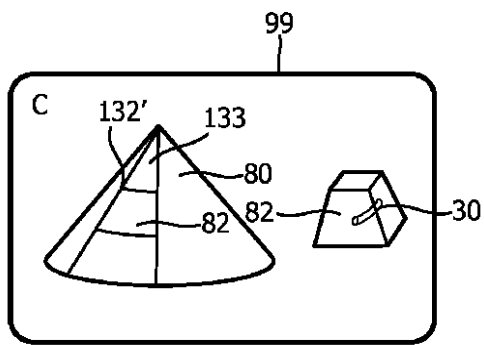
【図 6 A】



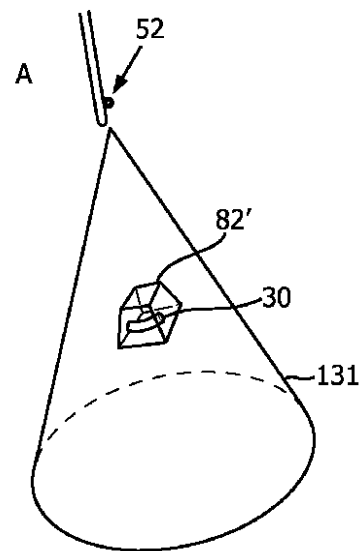
【図 6 B】



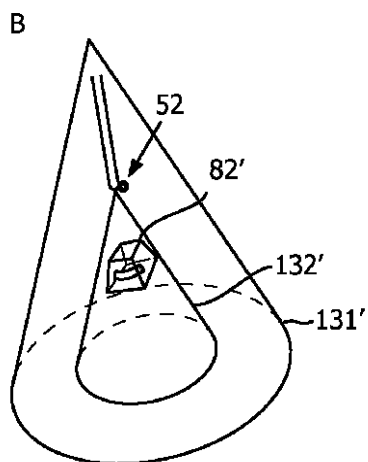
【図 6 C】



【図 7 A】



【図 7 B】



【図 9】

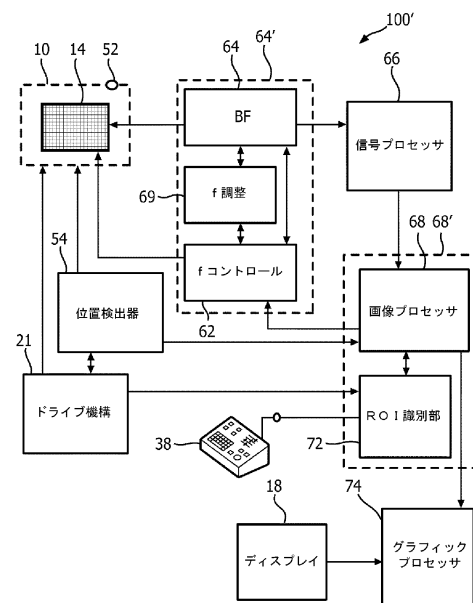


図 9

【図 8】

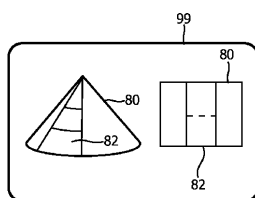


FIG. 8

【図 10】

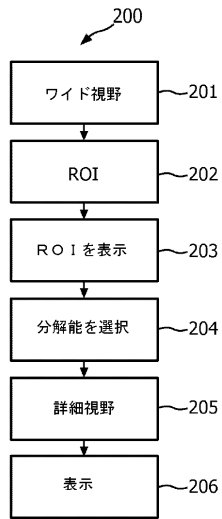


図 10

【図 11】

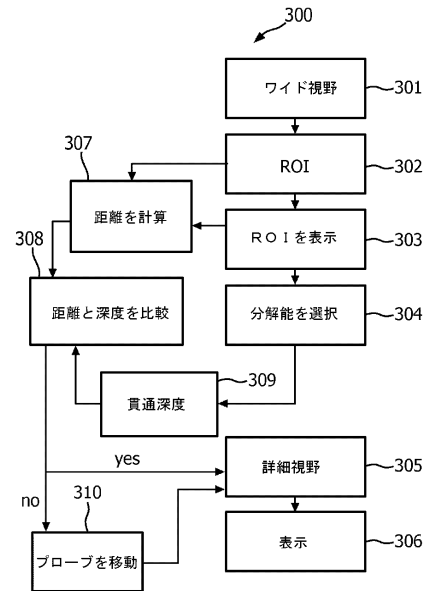


図 11

フロントページの続き

(72)発明者 ファン レンズ アントニア コルネリア (ジャネット)
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特表2012-523910(JP, A)
特表2011-507561(JP, A)
米国特許出願公開第2015/0182188(US, A1)
特開2004-195091(JP, A)
特開2001-340333(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15