

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号  
特表2015-503404  
(P2015-503404A)

(43) 公表日 平成27年2月2日(2015.2.2)

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

F I  
A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (85) 翻訳文提出日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2014-550486 (P2014-550486) 平成24年12月28日 (2012.12.28) 平成26年8月25日 (2014.8.25) PCT/US2012/071923 W02013/101988 平成25年7月4日 (2013.7.4) 61/581, 583 平成23年12月29日 (2011.12.29) 米国 (US) 61/691, 717 平成24年8月21日 (2012.8.21) 米国 (US)	(71) 出願人 (74) 代理人 (72) 発明者	511032992 マウイ イマギング, インコーポレーテッド アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94 089 スンインブアルエ スイテ 10 7 ギブラルタル ドライブ 256 100097456 弁理士 石川 徹 ケンネトフ ディー, プレウエル アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94 089 スンインブアルエ スイテ 10 7 ギブラルタル ドライブ 256
			最終頁に続く

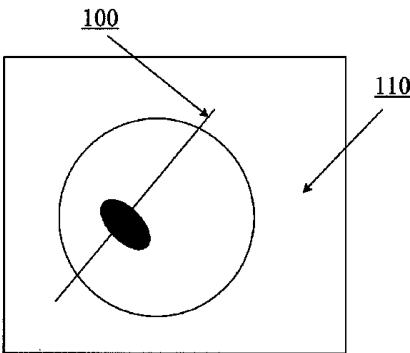
(54) 【発明の名称】 任意経路のMモード超音波イメージング

(57) 【要約】

ユーザ設定経路に沿ったMモードイメージングを可能にするMモード超音波イメージングのシステム及び方法。様々な実施態様では、ユーザ設定経路は、非線形経路又は湾曲経路とすることができる。一部の実施態様では、Mモード超音波イメージングのシステムは、少なくとも第1の送信開口及び第2の受信開口を有する多数開口プローブを備えることができる。受信開口は、送信開口とは別個にすることができる。一部の実施態様では、送信開口は、非集束球形超音波ピング信号を目的の領域に送信するように構成することができる。ユーザ設定経路は、目的の領域内の目的の構造を明示することができる。

【選択図】 図 4 A

Fig. 4A



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波イメージングシステムでの表示のためにmモード経路を設定して表示する方法であって、

超音波信号を送信トランスデューサ素子から、目的の構造を含む目的の領域に送信するステップと、

少なくとも1つの受信トランスデューサ素子でエコーを受信するステップと、

該目的の領域の画像を該受信エコーから形成するステップと、

該目的の構造を含む該目的の領域の画像を使用者に表示するステップと、

該目的の構造を通る1画素広幅経路を設定するステップであって、該経路が、該送信トランスデューサ素子又は該受信トランスデューサ素子を横断するラインに沿って位置していない、該ステップと、

該経路に沿った画素の大きさの経時的なグラフを表示するステップと、を含む、前記方法。

**【請求項 2】**

前記経路が非線形である、請求項1記載の方法。

**【請求項 3】**

前記経路が、少なくとも1つの湾曲セグメントを有する、請求項2記載の方法。

**【請求項 4】**

前記経路が、少なくとも1つの線形セグメント及び少なくとも1つの湾曲セグメントを有する、請求項1記載の方法。

**【請求項 5】**

前記経路が、180度以外の角度で交差する少なくとも2つの線形セグメントを有する、請求項2記載の方法。

**【請求項 6】**

前記経路が、少なくとも2つの不連続セグメントを有する、請求項1記載の方法。

**【請求項 7】**

前記送信トランスデューサ素子が、前記少なくとも1つの受信トランスデューサ素子を含むアレイとは別個の物理的トランスデューサアレイに位置する、請求項1記載の方法。

**【請求項 8】**

前記送信トランスデューサが、非集束ピンング超音波信号を前記目的の領域に送信するように構成されている、請求項7記載の方法。

**【請求項 9】**

前記目的の領域全体からのエコーを前記少なくとも1つの受信トランスデューサ素子で受信するステップ、該目的の領域全体からのエコーを第2の受信トランスデューサ素子で受信するステップ、及び該第1及び該第2のトランスデューサ素子で受信したエコーを組み合わせることによって該目的の領域の画像を形成するステップをさらに含む、請求項8記載の方法。

**【請求項 10】**

前記目的の構造を通る経路を設定する前記ステップが、前記送信ステップ及び前記受信ステップと実質的に同時に行われる、請求項1記載の方法。

**【請求項 11】**

前記送信トランスデューサが、フェーズドアレイスキャンラインを超音波照射するように構成されている、請求項1記載の方法。

**【請求項 12】**

超音波イメージングの方法であって、

超音波信号を目的の領域に送信して、該送信された超音波信号のエコーを超音波プローブで受信するステップと、

該目的の領域の一部として第1の画像ウィンドウを設定するステップと、

該第1の画像ウィンドウで見える特徴を横断するMモード経路を特定するステップと、

10

20

30

40

50

該Mモード経路を表すデータを、該第1の画像ウィンドウのBモード画像と共に共通のディスプレイに表示するステップと、

該第1の画像ウィンドウとは異なる該目的の領域の一部として第2の画像ウィンドウを設定するステップと、

該Mモード経路を表すデータを、該第2の画像ウィンドウのBモード画像と共に共通のディスプレイに表示するステップと、を含む、前記方法。

【請求項 13】

前記方法の全てのステップが、実際のリアルタイムイメージングセッション中に行われる、請求項12記載の方法。

【請求項 14】

前記Mモード経路が、少なくとも1つの非線形セグメントを含む、請求項12記載の方法。

【請求項 15】

前記Mモード経路が、前記プローブを横断するラインではない、請求項12記載の方法。

【請求項 16】

前記方法の全てのステップが、生データメモリ装置から取り出される保存された生のエコーデータを用いて行われる、請求項12記載の方法。

【請求項 17】

前記第1の画像ウィンドウが、前記第2の画像ウィンドウよりも小さく、該第2の画像ウィンドウ内に完全に位置する、請求項12記載の方法。

【請求項 18】

前記第2の画像ウィンドウが、前記第1の画像ウィンドウにオーバーラップしていない、請求項12記載の方法。

【請求項 19】

前記Mモード経路のデータを、前記第1の画像ウィンドウ及び前記第2のウィンドウの両方のBモード画像と同時に共通のディスプレイに表示するステップをさらに含む、請求項12記載の方法。

【請求項 20】

前記Mモード経路が、少なくとも2つの不連続セグメントを有する、請求項12記載の方法。

【請求項 21】

多数開口Mモード超音波イメージングシステムであって、

超音波信号を、目的の構造を含む目的の領域に送信するように構成された送信トランスデューサ素子と、

該送信トランスデューサ素子とは別個の受信トランスデューサ素子であって、該超音波信号からのエコーを受信するように構成されている、該受信トランスデューサ素子と、

該受信エコーから該目的の領域の画像を形成するように構成された制御装置と、

該目的の構造を通る1画素広幅経路を設定するユーザ入力を受信するように構成された入力機構であって、該経路が、該送信トランスデューサ素子又は該受信トランスデューサ素子を横断するラインに沿って位置していない、該入力機構と、

該目的の構造を含む該目的の領域を表示するように構成されたディスプレイであって、該経路に沿った画素の大きさの経時的なグラフを表示するようにも構成されている、該ディスプレイと、を備える、前記システム。

【請求項 22】

前記送信トランスデューサが、非集束ピング超音波信号を前記目的の領域に送信するように構成されている、請求項21記載のシステム。

【請求項 23】

前記送信トランスデューサが、非集束球形ピング超音波信号を前記目的の領域に送信するように構成されている、請求項21記載のシステム。

【請求項 24】

前記送信トランスデューサが、フェーズドアレイスキャンラインを超音波照射するよう

10

20

30

40

50

に構成されている、請求項21記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、それぞれ引用により本明細書中に組み込まれている、2011年12月29日出願の米国仮特許出願第61/581,583号(名称:「任意経路のMモード超音波イメージング(M-Mode Ultrasound Imaging Of Arbitrary Paths)」)及び2012年8月21日出願の米国仮特許出願第61/691,717号(名称:「生データメモリアーキテクチャ(Raw Data Memory Architecture)」)の利益を請求するものである。

10

【0002】

(引用による組み込み)

本明細書で言及される全ての刊行物及び特許出願は、それぞれの刊行物及び特許出願が引用により明確かつ個別に本明細書中に組み込まれると示されたかのように、引用により本明細書中に組み込まれるものとする。

【0003】

(分野)

本発明は、全体として超音波イメージングに関し、詳細には任意経路のMモードイメージングに関する。

20

【背景技術】

【0004】

(背景)

従来の超音波(又は本明細書で使用される「スキャンラインベース」超音波)は、フェーズドアレイ制御装置を利用して、実質的に線形の送信波形を形成して誘導する。Bモード画像を形成するために、一連のこのような線形波形(又は「スキャンライン」)を、目的の領域全体をスキャンするように形成して誘導することができる。エコーが、それぞれのスキャンラインに沿って受信される。次いで、完全なスキャンからの個々のスキャンラインを組み合わせることで完全な画像(時には、「セクタスキャン」画像とも呼ばれる)を形成することができる。

30

【0005】

Mモード(又は動きモード)イメージングとして知られる表示方法は、画像化された物体の運動を観察するのが望ましい心臓学及び他の分野で一般的に使用されている。Mモードイメージングの一部の形式では、臨床医が特定の構造(例えば、心臓壁又は心臓弁)の運動を経時的に評価できるようにするために、1次元ラインからのエコーが、静止基準点に対して経時的に表示される。従来のスキャンラインベース超音波経路は指向性(スキャンライン軸に沿った)であるため、利用可能なMモードラインは、スキャンラインに沿った経路に限定される傾向にある。

【0006】

一般に、Mモードイメージングは、体内の構造の位置及び運動の経時的なグラフィック表示を実現する。場合によっては、単一固定集束音響ビームが、高フレームレートで発射され、得られるMモード画像又はラインが、並んで表示され、多数回の心周期に対する心臓の機能が示される。

40

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

超音波イメージングシステムでの表示のためにmモード経路を設定して表示する方法であって、超音波信号を送信トランスデューサ素子から、目的の構造を含む目的の領域に送信するステップと、少なくとも1つの受信トランスデューサ素子でエコーを受信するステップと、該目的の領域の画像を該受信エコーから形成するステップと、該目的の構造を含む該目的の領域の画像を使用者に表示するステップと、該目的の構造を通る1画素広幅経

50

路を設定するステップであって、該経路が、該送信トランスデューサ素子又は該受信トランスデューサ素子を横断するラインに沿って位置していない、該ステップと、該経路に沿った画素の大きさの経時的なグラフを表示するステップと、を含む、該方法。

【0008】

一部の実施態様では、該経路は非線形である。他の実施態様では、該経路は、少なくとも1つの湾曲セグメントを有する。一実施態様では、該経路は、少なくとも1つの線形セグメント及び少なくとも1つ湾曲セグメントを有する。別の実施態様では、該経路は、180度以外の角度で交差する少なくとも2つの線形セグメントを有する。一部の実施態様では、該経路は、少なくとも2つの不連続セグメントを有する。

【0009】

一実施態様では、該送信トランスデューサ素子は、少なくとも1つの受信トランスデューサ素子を含むアレイとは別個の物理的トランスデューサアレイに位置する。

【0010】

別の実施態様では、該送信トランスデューサは、非集束ピング超音波信号を目的の領域に送信するように構成されている。

【0011】

一部の実施態様では、該方法は、目的の領域全体からのエコーを少なくとも1つの受信トランスデューサ素子で受信するステップ、該目的の領域全体からのエコーを第2の受信トランスデューサ素子で受信するステップ、及び該第1及び該第2のトランスデューサ素子で受信したエコーを組み合わせることによって該目的の領域の画像を形成するステップをさらに含む。

【0012】

一部の実施態様では、目的の構造を通る経路を設定するステップは、送信ステップ及び受信ステップと実質的に同時に行われる。

【0013】

他の実施態様では、送信トランスデューサは、フェーズドアレイスキャンラインを超音波照射する (insonify) ように構成されている。

【0014】

超音波イメージングの方法であって、超音波信号を目的の領域に送信して、該送信された超音波信号のエコーを超音波プローブで受信するステップと、該目的の領域の一部として第1の画像ウィンドウを設定するステップと、該第1の画像ウィンドウで見える特徴を横断するMモード経路を特定するステップと、該Mモード経路を表すデータを、該第1の画像ウィンドウのBモード画像と共に共通のディスプレイに表示するステップと、該第1の画像ウィンドウとは異なる該目的の領域の一部として第2の画像ウィンドウを設定するステップと、該Mモード経路を表すデータを、該第2の画像ウィンドウのBモード画像と共に共通のディスプレイに表示するステップと、を含む、該方法も提供される。

【0015】

一実施態様では、該方法の全てのステップは、実際のリアルタイムイメージングセッション中に行われる。

【0016】

別の実施態様では、該Mモード経路は、少なくとも1つの非線形セグメントを含む。一実施態様では、該Mモード経路は、プローブを横断するラインではない。

【0017】

別の実施態様では、該方法の全てのステップは、生データメモリ装置から取り出される保存された生のエコーデータを用いて行われる。

【0018】

一部の実施態様では、該第1の画像ウィンドウは、第2の画像ウィンドウよりも小さく、該第2の画像ウィンドウ内に完全に位置する。別の実施態様では、該第2の画像ウィンドウは、該第1の画像ウィンドウにオーバーラップしていない。

【0019】

10

20

30

40

50

さらなる実施態様では、該方法は、該Mモード経路のデータを、第1の画像ウィンドウ及び第2のウィンドウの両方のBモード画像と同時に共通のディスプレイに表示するステップをさらに含む。

【0020】

一部の実施態様では、該Mモード経路は、少なくとも2つの不連続セグメントを有する。

【0021】

多数開口Mモード超音波イメージングシステムであって、超音波信号を、目的の構造を含む目的の領域に送信するように構成された送信トランスデューサ素子と、該送信トランスデューサ素子とは別個の受信トランスデューサ素子であって、該超音波信号からのエコーを受信するように構成されている、該受信トランスデューサ素子と、該受信エコーから該目的の領域の画像を形成するように構成された制御装置と、該目的の構造を通る1画素広幅経路を決定するユーザ入力を受信するように構成された入力機構であって、該経路が、該送信トランスデューサ素子又は該受信トランスデューサ素子を横断するラインに沿って位置していない、該入力機構と、該目的の構造を含む該目的の領域を表示するように構成されたディスプレイであって、該経路に沿った画素の大きさの経時的なグラフを表示するように構成されている、該ディスプレイと、を備える、該システムも提供される。

【0022】

一部の実施態様では、該送信トランスデューサは、非集束ピング超音波信号を目的の領域に送信するように構成されている。

【0023】

別の実施態様では、該送信トランスデューサは、非集束球形ピング超音波信号を目的の領域に送信するように構成されている。一部の実施態様では、送信トランスデューサは、フェーズドアレイスキャンラインを超音波照射するように構成されている。

【0024】

本発明の新規な特徴は、添付の特許請求の範囲に具体的に説明される。本発明の特徴及び利点は、本発明の原理が利用されている例示的な実施態様を説明する以下の詳細な説明、及び添付の図面を参照すれば、よりよく理解できるであろう。

【0025】

従って、本発明の一般的な性質を要約したため、当業者であれば、本発明の実施態様及び変更形態は、添付の図面を参照する以下の詳細な説明から明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1A】図1Aは、超音波イメージングシステムの構成要素を例示するブロック図である。

【0027】

【図1B】図1Bは、超音波イメージングシステムの別の実施態様を例示するブロック図である。

【0028】

【図2】図2は、多数開口超音波イメージングプローブの断面図である。

【0029】

【図3】図3は、点源送信信号を用いた多数開口超音波イメージングプロセスの概略図である。

【0030】

【図4A】図4Aは、設定されたMモード経路が画像化された物体の一部を通るBモード超音波画像の図である。

【0031】

【図4B】図4Bは、図4AのMモード経路に沿ったデータのMモードグラフの図である。

【0032】

【図5A】図5Aは、設定された多数のMモード経路が画像化された物体の一部を通るBモード超音波画像の図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

【図 5 B】図5Bは、図5Aの多数のMモード経路に沿ったデータのMモードグラフの図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 4 】

(発明の詳細な説明)

従来の超音波システムでは、画像は、フェーズドアレイスキャンラインとして送信される一連のパルスからのエコーを組み合わせることによって形成される。このようなスキャンラインベース超音波イメージングシステムでは、ユーザインターフェイスによって使用される座標系は、通常はスキャンラインに沿って位置する。結果として、このようなシステムでは、Mモードラインを選択するためのユーザインターフェイスは、典型的には、スキャンラインの1つの所望のセグメントを選択することを含む。しかしながら、Mモードラインとしてスキャンラインを使用する必要があるとは、スキャンラインの少なくとも1つが、Mモードラインが通るのが望ましい解剖学的特徴を横断するように、超音波検査者が、プローブを配置して保持しなければならないことを意味する。実際、これは、困難であり、かつ/又は時間がかかり、視野を限定することがある。

【 0 0 3 5 】

以下の実施態様は、必ずしも超音波スキャンラインに沿って位置する必要がない任意経路及び/又は使用者設定経路に沿って実質的にリアルタイムでMモードデータを得るためのシステム及び方法を提供する。一部の実施態様では、経路は、1次元の直線であっても良い。他の実施態様では、経路は、ジグザグパターン、曲線経路、又は任意の他の非線形の経路を含み得る。本明細書で使用される「1次元」という語は、線形、曲線、又は他の形状にかかわらず細い経路を指すこともある。一部の実施態様では、1次元経路は、1つの表示画素の幅を有し得る。他の実施態様では、1次元経路は、1つの表示画素よりも大きい幅（例えば、2つ又は3つの画素）を有し得るが、その幅よりも実質的に長い長さを有し得る。当業者には明らかなように、表示される物体の実際の次元と画像素子との間の関係は、イメージングシステムによって設定される任意の値であり得る。一部の実施態様では、Mモード経路は、必ずしも直線である必要はなく、スキャン平面内のあらゆる向きの成分を含み得る。

【 0 0 3 6 】

一部の実施態様では、超音波イメージングシステムは、3次元（3D）画像データを得るように構成することができ、この場合、Mモード経路を表示された3D体積から選択することができる。例えば、Mモード経路は、3D体積を通る所望の平面を選択することによって3D体積において設定することができ、次いで、Mモード経路を、本明細書で説明される任意のシステム及び方法を用いて、選択された2D平面内で設定することができる。

【 0 0 3 7 】

任意Mモードラインを指定して表示するためのシステム及び方法の一部の実施態様は、ピングベース及び/又は多数開口超音波イメージングシステムと共に使用することができる。他の実施態様では、本明細書で図示され、説明される任意Mモードラインを指定して表示するためのシステム及び方法もまた、スキャンラインベースイメージングシステムと共に使用することができる。

【 0 0 3 8 】

超音波イメージングシステムの構成要素

図1Aは、Mモードイメージングシステム及び方法の一部の実施態様と共に使用することができる超音波イメージングシステムの構成要素を例示するブロック図である。図1Aの超音波システム10は、スキャンラインベースイメージングに特に適するようにすることができ、2D断層スライスとして又は体積画像データとしてリアルタイムの心臓画像を得るように構成することができる。該システムは、その素子が超音波信号を送信し、かつ/又は受信することができる1つ以上のトランスデューサアレイを備えるプローブ12を含む、他のシステムの構成要素を制御するように構成された中央制御装置/プロセッサを備えること

10

20

30

40

50

ができる。一部の実施態様では、トランスデューサアレイ（複数可）は、任意の適切なトランスデューサ材料から形成された1D、2D、又は他の次元のアレイを含み得る。該プローブは、一般的には、超音波を送信して、超音波エコー信号を受信するように構成することができる。一部の実施態様では、このような送信及び受信は、ビームフォーマー14を備え得る制御装置によって制御することができる。次いで、ビームフォーマー14からのエコー情報を、必要に応じて、Bモードプロセッサ20及び/又は他の特定用途向けプロセッサ（例えば、ドップラープロセッサ、コントラスト信号プロセッサ、エラストグラフィープロセッサ（elastography processor）など）によって処理することができる。

#### 【0039】

Bモードプロセッサ20は、限定されるものではないが、フィルタリング、周波数及び空間合成、高調波データプロセッシング、並びに他のBモード機能を含む機能を果たすように構成することができる。一部の実施態様では、次いで、処理されたデータを、該データをフェーズドアレイスキニングプローブによって使用される線形又は極形状から、各次元で適切なスケールでデカルト形式（ $x$ 、 $y$ 又は $x$ 、 $y$ 、 $z$ ）に幾何学的に修正するように構成されたスキャン変換器24に通すことができる。一部の実施態様、例えば、図2及び図3を参照して以下に説明される実施態様では、スキャン変換器24は、システムから除外することができる。

#### 【0040】

次いで、各2D画像又は3D体積のデータをメモリ28に保存することができる。メモリ28は、数秒間から数分間又はそれ以上の2D又は3Dエコー画像データを保存するように構成された揮発性及び/又は不揮発性メモリとすることができる。ビデオプロセッサ26は、メモリ28に保存されたエコーデータ、及び中央制御装置16からの命令を取り出して、任意の追加グラフィックオーバーレイ及び/又はテキストの注釈（例えば、患者情報）を含むビデオ画像を形成するように構成することができる。次いで、処理されたビデオデータを、操作者に表示するためにディスプレイ30に送ることができる。中央制御装置16は、ビデオプロセッサ26に、直前に得られたメモリ内のデータをリアルタイム表示として表示させることもできるし、又は先に保存された一連の2Dスライス又は3D体積データを再現することもできる。

#### 【0041】

Mモードプロセッサ235を設けて、ユーザインターフェイスからMモード経路の設定を受信し、選択されたMモードデータを所望の出力形式で表示する画像を形成することもできる。一部の実施態様では、Mモードプロセッサ235はまた、設定されたMモード経路を保存するための（揮発性又は不揮発性）メモリ装置を備えることもできる。一部の実施態様では、Mモードプロセッサ235は、図1Aの線図におけるビデオプロセッサ26とディスプレイ30との間に論理的に配置することができる。他の実施態様では、Mモードプロセッサ235は、ビデオプロセッサ26又はシステムの別の構成要素に組み込まれる一連の機能とすることができる。

#### 【0042】

図1Bは、超音波イメージングシステム200の別の実施態様を例示し、該超音波イメージングシステム200は、超音波プローブ202を備え、該超音波プローブ202は、複数の別個の超音波トランスデューサ素子を備えることができ、その一部が送信素子として指定し、残りを受信素子として指定することができる。一部の実施態様では、各プローブトランスデューサ素子は、超音波振動を時変電気信号に変換することができ、逆も同様である。一部の実施態様では、プローブ202は、任意の所望の構造の任意の数の超音波トランスデューサアレイを備えることができる。本明細書で説明されるシステム及び方法に関連して使用されるプローブ202は、単一開口プローブ及び多数開口プローブを含め、所望に応じて任意の構成とすることができる。

#### 【0043】

プローブ202の素子からの超音波信号の送信は、送信制御装置204によって制御することができる。送信信号のエコー受信時に、プローブ素子は、受信超音波振動に対応する時変



電気信号を生成することができる。受信エコーを表す信号は、プローブ202から出力し、受信サブシステム210に送ることができる。一部の実施態様では、受信サブシステムは、多数のチャンネルを備えることができ、該チャンネルのそれぞれは、アナログフロントエンド装置（「AFE」）212及びアナログデジタル変換装置（ADC）214を備えることができる。一部の実施態様では、受信サブシステム210の各チャンネルは、ADC 214の後にデジタルフィルタ及びデータ調整装置（不図示）を備えることもできる。一部の実施態様では、ADC 214の前にアナログフィルタを設けることもできる。各ADC 214の出力は、生データメモリ装置220に案内することができる。一部の実施態様では、受信サブシステム210の独立したチャンネルを、プローブ202の各受信トランスデューサ素子に設けることができる。他の実施態様では、2つ以上のトランスデューサ素子が、共通の受信チャンネルを共有することができる。

10

#### 【0044】

一部の実施態様では、アナログフロントエンド装置212（AFE）は、信号をアナログデジタル変換装置214（ADC）に送る前に特定のフィルタリング処理を行うことができる。ADC 214は、受信アナログ信号を、ある所定のサンプリングレートで一連のデジタルデータ点に変換するように構成することができる。殆どの超音波システムとは異なり、図1Bの超音波イメージングシステムの一部の実施態様は、次いで、さらなるビーム形成、フィルタリング、画像層の組み合わせ、又は他の画像処理を行う前に、個々の受信素子によって受信される超音波エコー信号のタイミング、位相、大きさ、及び/又は周波数を表すデジタルデータを生データメモリ装置220に保存することができる。

20

#### 【0045】

収集したデジタルサンプルを画像に変換する、即ちデータを画像に変換するために、該データを、画像形成サブシステム230によって生データメモリ220から取り出すことができる。図示されているように、画像形成サブシステム230は、ビーム形成ブロック232及び画像層組み合わせ（「ILC」）ブロック234を備えることができる。一部の実施態様では、ビームフォーマー232は、プローブ校正データを含む校正メモリ238と通信することができる。プローブ校正データは、正確な音響位置についての情報、動作の質、及び/又は個々のプローブトランスデューサ素子についての他の情報を含み得る。校正メモリ238は、プローブ内、イメージングシステム内、又はプローブとイメージングシステムの両方の外部の位置に物理的に配置することができる。

30

#### 【0046】

一部の実施態様では、画像形成ブロック230を通過してから、画像データを画像バッファメモリ236に保存することができ、該画像バッファメモリ236は、ビーム形成され、（一部の実施態様では）層が組み合わせられた画像フレームを保存することができる。次いで、ビデオサブシステム240内のビデオプロセッサ242が、画像バッファから画像フレームを取り出すことができ、該画像を処理してビデオストリームにし、該ビデオストリームを、ビデオディスプレイ244に表示することができ、かつ/又は、例えば、当分野では「シネループ」と呼ばれるデジタルビデオクリップとしてビデオメモリ246に保存することができる。

40

#### 【0047】

Mモードプロセッサ235を設けて、ユーザインターフェイスからMモード経路の設定を受信し、選択されたMモードデータを所望の出力形式で表示する画像を形成することもできる。一部の実施態様では、Mモードプロセッサ235はまた、設定されたMモード経路を保存するための（揮発性又は不揮発性）メモリ装置を備えることもできる。一部の実施態様では、Mモードプロセッサ235は、図1Bの線図における画像バッファ236とビデオプロセッサ242との間に論理的に配置することができる。他の実施態様では、Mモードプロセッサ235は、画像形成サブシステム230、ビデオプロセッサ242、又はシステムの任意の他の適切な構成要素に組み込まれる一連の機能とすることができる。

#### 【0048】

一部の実施態様では、メモリ装置に保存される生のエコーデータを取り出し、ビーム形

50

成し、画像に処理し、そして超音波イメージングシステム以外の装置を用いてディスプレイに表示することができる。例えば、このようなシステムは、図1Bのプロープ202、送信制御装置204、及び受信サブシステム210を除外しても良いが、残りの構成要素は備える。このようなシステムは、汎用計算ハードウェアで動作するソフトウェアに主に実装することができる。このような代替の処理ハードウェアとしては、デスクトップコンピュータ、タブレット型コンピュータ、ラップトップコンピュータ、スマートフォン、サーバー、又は任意の他の汎用データ処理ハードウェアを挙げることができる。

#### 【0049】

#### ピングベースイメージングの概論

本明細書で説明されるシステム及び方法と共に使用することができる超音波イメージングシステムの一部の実施態様は、パルスの送信中に超音波信号の点源送信を使用することができる。点源（本明細書では「ピング」とも呼ばれる）から送信される超音波波面は、それぞれ円形又は球形の波面で目的の全領域に衝当する。1つの受信トランスデューサ素子によって受信される1つのピングからのエコーをビーム形成して、目的の超音波照射領域の完全な画像を形成することができる。広幅プロープ全体にわたる多数の受信トランスデューサからのデータと画像を組み合わせ、そして多数のピングからのデータを組み合わせることにより、非常に高い分解能の画像を得ることができる。

#### 【0050】

本明細書で使用される「点源送信」及び「ピング」という語は、送信される超音波エネルギーの1つの空間位置から媒体への導入を指す。これは、1つの超音波トランスデューサ素子又は一緒に送信する隣接するトランスデューサ素子の組み合わせを用いて達成することができる。1つ以上の素子（複数可）からの1回の送信は、均一な球形波面に近くすることができる。2Dスライスの画像化の場合には、該2Dスライス内に均一な円形波面を形成することができる。場合によっては、点源送信開口からの円形又は球形波面の1回の送信は、本明細書では「ピング」、「点源パルス」、又は「非集束パルス」と呼ばれることもある。

#### 【0051】

点源送信は、トランスデューサ素子アレイから(スキャンラインに沿って)特定の方向にエネルギーを集束させるスキャンラインベース「フェーズドアレイ送信」又は「誘導パルス送信」とは空間的特徴の点で異なる。フェーズドアレイ送信は、目的の特定の領域への超音波照射波を強化又は誘導するために、トランスデューサ素子群の位相を順番に操作する。

#### 【0052】

1つ以上の受信トランスデューサ素子によって受信されるエコーをビーム形成することによってこのような超音波ピングから画像を形成することができる。一部の実施態様では、このような受信素子は、多数開口超音波イメージングと呼ばれるプロセスにおいて複数の開口に配置することができる。

#### 【0053】

ビーム形成は、一般に、多数の別個の受容器で受信されるイメージング信号を組み合わせる完全なコヒーレント画像を形成するプロセスであると理解されている。ピングベースビーム形成のプロセスは、この理解に一致している。ピングベースビーム形成の実施態様では、一般に、超音波信号が移動し得る経路、仮定される一定の音速、及びピングの送信からエコーの受信時まで経過した時間に基づいて受信エコーデータの各部分に対応する反射体の位置を決定する。言い換えれば、ピングベースイメージングは、仮定の速度及び測定時間に基づいた距離の計算を含む。このような距離が計算されたら、どの反射体の可能な位置も三角測量することが可能である。この距離計算は、送信トランスデューサ素子と受信トランスデューサ素子との相対位置についての正確な情報を用いて可能となる（上述の出願者の以前の出願で考察されているように、多数開口プロープを校正して、少なくとも所望の精度で各トランスデューサ素子の音響位置を決定することができる）。一部の実施態様では、ピングベースビーム形成は、「動的ビーム形成」と呼ばれることもある。

## 【 0 0 5 4 】

動的ビームフォーマーを使用して、各送信ピングから得られるエコーのそれぞれに対応する画像画素の位置及び強度を決定することができる。ピング信号を送信する場合、送信波形に対してビーム形成をする必要はないが、動的ビーム形成を使用して、複数の受信トランスデューサで受信したエコーを組み合わせることで画素データを形成することができる。

## 【 0 0 5 5 】

画質は、1つ以上後の送信ピングからビームフォーマーによって形成される画像を組み合わせることによってさらに改善することができる。画質のなおさらなる改善は、2つ以上の受信開口によって形成される画像を組み合わせることによって達成することができる。重要な留意事項は、異なるピング又は受信開口からの画像の加算が、コヒーレント加算（位相感受性）であるか、又はインコヒーレント加算（位相情報なしでの信号の大きさの加算）であるかである。一部の実施態様では、コヒーレント（位相感受性）加算を使用して、1つ以上のピングから得られる、共通の受信開口に位置するトランスデューサ素子によって受信されるエコーデータを組み合わせることができる。一部の実施態様では、インコヒーレント加算を使用して、場合によっては位相データの消去を含み得る、受信開口によって受信されるエコーデータ又は画像データを組み合わせることができる。これは、所与のイメージング標的に対して最大コヒーレント開口幅よりも大きい組み合わせられた全開口を有する受信開口の場合であり得る。

## 【 0 0 5 6 】

本明細書で使用される用語「超音波トランスデューサ」及び「トランスデューサ」は、超音波イメージング技術の分野の技術者が理解する通常の意味を有することができ、限定されるものではないが、電気信号を超音波信号に変換することができ、かつ/又は逆も同様に行うことができる任意の1つの構成要素を指すことができる。例えば、一部の実施態様では、超音波トランスデューサは、圧電素子を含み得る。一部の代替の実施態様では、超音波トランスデューサは、容量性微小超音波トランスデューサ（CMUT）を含み得る。トランスデューサは、しばしば、多数の素子のアレイに構成される。トランスデューサアレイの素子は、アレイの最も小さい別個の部品であり得る。例えば、圧電トランスデューサ素子のアレイの場合、各素子は、単一の圧電結晶とすることができる。

## 【 0 0 5 7 】

本明細書で使用される「送信素子」及び「受信素子」という語は、超音波イメージング技術の分野の技術者が理解する通常の意味を有し得る。「送信素子」という語は、限定されるものではないが、電気信号が超音波信号に変換される送信機能を少なくとも瞬間的に果たす超音波トランスデューサ素子を指すこともある。同様に、「受信素子」という語は、限定されるものではないが、該素子に衝当する超音波信号を電気信号に変換する受信機能を少なくとも瞬間的に果たす超音波トランスデューサ素子を指すこともある。超音波の媒体への送信は、本明細書では「超音波照射」と呼ばれることもある。超音波を反射する物体又は構造は、「反射体」又は「散乱体」と呼ばれることもある。

## 【 0 0 5 8 】

本明細書で使用される「開口」という語は、限定されるものではないが、ある瞬間に共通の機能をまとめて果たす1つ以上の超音波トランスデューサ素子を指す。例えば、一実施態様では、開口という語は、送信機能を果たす一群のトランスデューサ素子を指す。代替の実施態様では、開口という語は、受信機能を果たす複数のトランスデューサ素子を指すこともある。一部の実施態様では、開口を形成するトランスデューサ素子群は、異なる時点で再設定することができる。

## 【 0 0 5 9 】

ピングベース超音波イメージングプロセスを用いて超音波画像を形成するとは、目的的全領域からの画像が常に「焦点が合って」いるという意味である。これは、各送信ピングが全領域を照射し、受信開口が全領域からのエコーを受け取り、そして動的多数開口ビーム形成プロセスが超音波照射領域のあらゆる部分又は全ての画像を形成することができるため真実である。このような場合、画像の最大範囲は、送信又は受信ビーム形成装置の限

10

20

30

40

50

定された集束によってではなく、減衰係数及び信号対雑音係数によって主に限定され得る。結果として、最大解像度画像を、同じセットの生のエコーデータを用いて目的の領域のあらゆる部分から形成することができる。本明細書で使用される「画像ウィンドウ」という語は、常に表示される目的の全超音波照射領域の選択された部分を指すために使用される。例えば、全超音波照射領域を含むように第1の画像ウィンドウを選択することができ、次いで、使用者が、小さめの選択された領域に対して「ズームイン」するように選択し、これにより新しい画像ウィンドウを設定することができる。次いで、使用者は、画像ウィンドウを垂直及び/又は水平方向にズームアウト又はパンするように選択し、これにより、さらに別の画像ウィンドウを選択することができる。一部の実施態様では、別個の同時画像を、1つの超音波照射領域内の多数のオーバーラップ又は非オーバーラップ画像ウィンドウから形成することができる。

10

#### 【0060】

多数開口超音波イメージングシステム及び方法の実施態様

米国特許出願公開第2008/0103393号として公開された2007年10月1日出願の本出願者の以前の米国特許出願第11/865,501号、及び米国特許出願第13/029,907号（「'907特許出願」）に、多数開口を備えたプローブを使用して広い視野に亘って分解能を実質的に向上させる超音波イメージング技術の実施態様が記載されている。

#### 【0061】

一部の実施態様では、プローブは、超音波イメージング用の1つ、2つ、又は3つ以上の開口を備えることができる。図2は、点源送信信号を用いる超音波イメージングに使用することができる多数開口超音波プローブの一実施態様を例示している。図2のプローブは、3つのトランスデューサアレイ60、62、64を備え、該トランスデューサアレイをそれぞれ、1D、2D、CMUT、又は他の超音波トランスデューサアレイとすることができる。代替の実施態様では、単一曲線アレイを使用することもでき、各開口は、必要に応じて論理的かつ電子的に設定される。なおさらなる実施態様では、単一開口又は多数開口超音波イメージングプローブを使用することもできる。図示されているように、外側アレイ60及び64は、中心アレイ62に対して角度をなしてプローブハウジング70内に取り付けることができる。一部の実施態様では、中心アレイに対する外側アレイの角は、0度～45度以上の角度とすることができる。一実施態様では、角は、約30度である。一部の実施態様では、左右の外側アレイ60、64は、中心アレイ62に対して異なる角度で取り付けることができる。一部の実施態様では、図2のプローブ50は、実質的に2cmよりも広い全幅74を有することができ、一部の実施態様では、10cm以上とすることができる。

20

30

#### 【0062】

図2に示されているように一部の実施態様では、プローブの別個の開口は、互いに物理的に離間させることができる別個のトランスデューサアレイを備えることができる。例えば、図2では、中心開口62は、右外側開口64から距離72、物理的に離間している。距離72は、開口62のトランスデューサ素子と開口64のトランスデューサ素子との間の最小距離とすることができる。一部の実施態様では、距離72は、送信開口からの送信の最小波長の少なくとも2倍に等しくすることができる。多数開口超音波イメージングシステムの一部の実施態様では、隣接する開口間の距離は、少なくとも1つのトランスデューサ素子の幅とすることができる。代替の実施態様では、開口間の距離は、特定の適用例及びプローブのデザインの制限の範囲内で可能な限り大きくすることができる。

40

#### 【0063】

一部の実施態様では、図2に例示されているようなプローブは、図1に例示されているような超音波イメージングシステムと共に使用することができるが、スキャン変換器は除外することができる。以下により詳細に説明されるように、点源イメージング法の一部の実施態様は、スキャン変換器の必要性を排除する。プローブ50はまた、ケーブル56、57、58によって超音波イメージングシステム及び/又はトランスデューサアレイに接続された1つ以上のセンサ52及び/又は制御装置54も備えることができる。同様の多数開口プローブ50の実施態様が、それぞれ引用により本明細書中に組み込まれている米国特許出願公開第20

50

10/0262013号及び2011年2月17日出願の米国特許出願第13/029,907号に図示され、説明されている。

【0064】

ここで、点源送信信号を用いる多数開口超音波イメージング法の実施態様が、図3を参照して説明される。図3は、プローブ300の下側の格子によって表されている目的の領域に向けられた第1の開口302及び第2の開口304を備えた該プローブ300を例示している。例示されている実施態様では、第1の開口は、送信開口302として使用され、第2の開口304は、受信エコー用に使用される。一部の実施態様では、超音波画像は、送信開口302内の点源送信素子を用いて画像化すべき目的の全領域を超音波照射し、次いで、全画像平面からのエコーを、1つ以上の受信開口304の1つ以上の受信素子（例えば、 $R1 \sim Rm$ ）で受信することによって形成することができる。

10

【0065】

一部の実施態様では、これに続く超音波照射パルスを、同様の点源方式で送信開口302の各素子 $T1 \sim Tn$ から送信することができる。次いで、エコーを、各超音波照射パルスの後に受信開口（複数可）302の素子が受信することができる。各送信パルスからのエコーを処理することによって画像を形成することができる。送信パルスから得られる個々の画像は、比較的低い分解能を有し得るが、これらの画像を組み合わせることにより、高分解能の画像を実現することができる。

【0066】

一部の実施態様では、送信素子は、任意の所望の順序で動作することができ、所定のパターンに従う必要はない。一部の実施態様では、受信機能は、受信アレイ302の全ての素子によって行うことができる。代替の実施態様では、エコーは、受信アレイ302の唯1つ、又は選択された少数の素子で受信することができる。

20

【0067】

受信素子によって受信されるデータは、標的領域内の物体によって反射される一連のエコーである。画像を形成するために、各受信エコーを評価して、該エコーを反射させた標的領域内の物体の位置を決定しなければならない（各反射点は、本明細書では散乱体とも呼ばれることもある）。図3で座標（ $i, j$ ）によって表される散乱体の点の場合は、特定の送信素子 $Tx$ から、（ $i, j$ ）における内部の組織成分又は標的物体 $T$ までの総距離「 $a$ 」の計算、及びこの点から特定の受信素子までの距離「 $b$ 」の計算は簡単である。これらの計算は、基本的な三角法を用いて行うことができる。これらの距離の合計が、1つの超音波が移動する総距離である。

30

【0068】

標的物体を通る超音波の速度の仮定は既知であり、これらの距離は、時間遅延に変換することができる。該時間遅延を使用して、各受信エコーに一致する画像内の位置を特定することができる。組織中の超音波の速度が、標的物体全体で均一であると仮定すると、送信パルスの開始から、エコーが受信素子で受信される時間までの時間遅延を計算することが可能である。従って、標的物体における所与の散乱体は、 $a+b$ が所与の時間遅延である点である。同じ方法を使用して、画像化される所望の標的における全ての点についての遅延を計算し、点の位置を求めることができる。'907特許出願により詳細に説明されているように、様々な組織経路を通る音速のばらつきを考慮するために、時間遅延の調整を行うことができる。

40

【0069】

ここで、標的物体における全ての散乱体の位置をレンダリングして該標的物体の2次元の断面を形成する方法が、開口302及び304によって画像化される点の格子を例示する図3を参照して説明される。格子上の点には、直角座標（ $i, j$ ）が付与されている。完全な画像は、対応する画素のアレイとして表示される、ビデオ処理システムに供給される点の2次元アレイである。図3の格子では、「 $mh$ 」は、アレイの最大水平寸法であり、「 $mv$ 」は、最大垂直寸法である。図3はまた、MAUI電子機器も例示し、該MAUI電子機器は、必要に応じて、例えば、図1を参照して上記説明されたような任意のハードウェア要素及び/又は

50

ソフトウェア要素を備え得る。

【0070】

一部の実施態様では、以下の疑似コードを使用して、図3の構成における、1つの送信素子（例えば、開口302のT1...Tnの1つの素子）からの送信パルス、及び1つの受信素子（例えば、開口304のR1...Rmの1つの素子）によって受信される、結果として生じるエコーから収集される全ての情報を蓄積することができる。

【0071】

【0072】

```
for (i = 0; i < mh; i++){
```

【0073】

```
for (j = 0; j < mv; j++){
```

【0074】

```
compute distance a
```

【0075】

```
compute distance b
```

【0076】

```
compute time equivalent of a+b
```

【0077】

```
echo[ i ][ j ] = echo[ i ][ j ]+stored received echo at the computed time de  
lay.
```

【0078】

```
}
```

【0079】

```
}
```

【0080】

受信開口304の各受信素子（例えば、R1...Rm）に対してこのプロセスを繰り返すことによって完全な2次元画像を形成することができる。一部の実施態様では、このコードを並列ハードウェアに実装して、リアルタイム画像形成をすることも可能である。

【0081】

一部の実施態様では、他の送信素子からのパルスから得られる類似の画像を組み合わせることによって画質をさらに改善することができる。一部の実施態様では、画像の組み合わせは、単一点源パルス画像の単純な加算（例えば、コヒーレント加算）によって行うことができる。あるいは、この組み合わせは、加算（例えば、インコヒーレント加算）の前にまず単一点源パルス画像の各素子の絶対値をとることを含み得る。異なる超音波経路を通る音速のばらつきの補正を含む、このような組み合わせのさらなる詳細は、上記参照した出願者の以前の米国特許出願に記載されている。

【0082】

上記説明されたように、点源送信信号及び多数開口受信プローブを用いるイメージングシステムの実施態様は、1つの超音波照射パルスに応答して全スキャンプラン画像を受信することができるため、スキャン変換器は必要なく、従って、該スキャン変換器を超音波イメージングシステムから除外することができる。同様の方式で一連の画像フレームを受信することにより、画像データを処理して、操作者が見るためにディスプレイに送ることができる。点源送信信号を用いた超音波イメージングシステムに加えて、任意mモード経路を選択して表示する方法は、フェーズドアレイ送信システム、単一開口プローブ、3Dプローブ、及び合成開口技術を用いるシステムにおけるプローブを含む、任意の他の超音波イメージングシステムと共に使用することもできる。

【0083】

任意Mモード経路を設定して表示するための実施態様

図4Aは、設定されたmモード経路100が画像化される物体110を通る超音波画像の例を示している。mモード経路に沿った各画素の振幅をグラフ（例えば、棒グラフ、線グラフ

10

20

30

40

50

、又は任意の他の所望形式)に表示することができる。画素振幅値の変化は、経時的に例示することができる。図4Bは、図4Aのmモード経路100に沿って得られるデータのグラフの一例を例示している。

#### 【0084】

一部の実施態様では、超音波検査者は、2つ以上の別個のMモード経路に沿った変化を同時に観察したいと思うであろう。従って、一部の実施態様では、使用者は、図5Aに示されているように複数のMモード経路110、112を設定することができる。第1及び第2の経路110、112に沿って位置する画素値の変化を、例えば、図5Bに示されているように一对の振幅/時間チャートで同時に表示することができる。図5Aは、非線形経路112の一例も示している。以下にさらに詳細に説明されるように、非線形Mモード経路は、所望に応じて任意の長さ及び形状を有し得る。

10

#### 【0085】

多数の不連続Mモード経路及び/又は非線形Mモード経路は、同時に多数の構造の運動を観察する際に有利であり得る。例えば、曲線Mモード経路は、解剖学的構造、例えば、運動している弁、例えば、三尖弁、大動脈弁、又は僧帽弁を画像化するときにより有利であり得る。他の実施態様では、同時であるが不連続である多数のmモードラインを使用して、多数の構造の運動を同時に観察することができる。例えば、第1のmモード経路を描いて三尖弁の動作を観察することができ、第2のMモード経路を描いて僧帽弁の動作を観察することができる。両方の弁の動作を同時に観察することにより、かなりの診断効果が得られ、例えば、ペースメーカーの正確な校正を可能にすることができる。

20

#### 【0086】

Mモード経路の選択は、通常は、Mモードグラフとして経時的に表されるべき一群の画像画素の位置を特定することを含む。mモード経路の一群の画素の特定は、ビデオ処理システムで使用される座標系における選択された画素の座標を特定することを含み得る。一部の実施態様では、本明細書で説明されるMモードの選択及び表示方法は、図1A及び図1Bに例示されているような超音波イメージングシステムを用いてリアルタイムで行うことができる。図1A及び図1Bを参照すると、Mモード経路の選択は、Mモードプロセッサ235と通信して行われる適切なユーザインターフェイスとの対話によって使用者が行うことができる。選択された画素の識別を、Mモードプロセッサ235に関連したメモリ装置に少なくとも一時的に保存することができる。次いで、Mモード経路を設定している選択された画素を、画像バッファ及び/又はビデオプロセッサにおける画像フレームから取り出すことができ、選択された画素の値を例示するMモードグラフ又は画像をMモードプロセッサ235によって形成し、Bモード画像と共に表示されるようにディスプレイに送信することができる。代替の実施態様では、本明細書に記載されるMモードの選択及び表示方法は、保存された2D又は3D画像データを再生するワークステーションで行うことができる。

30

#### 【0087】

一部の実施態様では、Mモード経路としての表示のための一群の画素位置の選択は、例えば、mモード経路が通るのが望ましい所望の解剖学的特徴又は他の特徴を識別するように構成されたコンピュータ支援検出(CAD)システムを用いることによって支援する、又は完全に自動的に行うことができる。例えば、米国特許出願公開第2011/0021915号は、Mモード超音波イメージングにおける構造の自動検出のためのシステムを説明している。他の実施態様では、所望のMモード経路は、いくつかの例が以下に示されるいくつかの可能なユーザインターフェイスとの対話のいずれかによって使用者が選択することができる。

40

#### 【0088】

当業者には明らかなように、イメージングシステム又は画像表示システムは、様々なユーザインターフェイス装置を備えることができ、該ユーザインターフェイス装置により、使用者が、表示された画像で情報を入力する又は情報もしくは物体を変更することができる。このようなユーザインターフェイス装置は、トラックボール、ボタン、キー、キーボード、スライダ、ダイヤル、音声命令、タッチスクリーン、ジョイスティック、マウスなどのいずれかを備えることができる。これら及び他のユーザ入力装置の使用は、当業者に

50

は明らかであろう。

【0089】

一部の実施態様では、画像平面におけるどの任意ライン又は任意経路も、Mモード表示のためのラインとして使用者が選択することができる。一部の実施態様では、設定された長さの線形経路をmモード経路として選択することができる。これは、いくつかの例が以下に示される多数のユーザインターフェイスとの対話によって容易にすることができる。

【0090】

一部の実施態様では、超音波ディスプレイは、タッチスクリーンを備えることができ、使用者が、ディスプレイスクリーン上に直接、指又はスタイラスで所望の経路を単に描くことによってMモード経路を設定することができる。他の実施態様では、使用者は、別個のユーザインターフェイス装置、例えば、マウス又は描画タブレットを用いてフリーハンドの経路を描くことができる。一部の実施態様では、所望の形状の経路を描いてから、所望の形状のMモード経路を、所望の位置までディスプレイ上をドラッグし、かつ/又は回転させることができる。

【0091】

ユーザインターフェイスとの対話の一実施態様では、線形mモード経路のセグメントは、まずラインの長さを設定し、次いで回転角を設定し、そしてラインを所望の位置に移動させることによって選択することができる。一部の実施態様では、ラインの長さ、回転角、及び位置に対するさらなる調整を必要に応じて行うことができる。一部の実施態様では、ラインの長さの設定は、数値キーパッドで数値を入力すること、又はスクロールホイール、トラックボール、ダイヤル、スライダ、矢印キー、又は他の入力装置でラインの長さの数値を増加/低下させることを含み得る。同様に、一部の実施態様では、回転角は、数値キーパッド又は任意の他の入力装置で数値を入力することによって設定することができる。回転角は、任意の適切な座標系に対して設定することができる。例えば、一部の実施態様では、0度の回転角は、3時の位置に一致し得る（例えば、画像の最上部を12時と仮定する）。

【0092】

一部の実施態様では、ラインの長さ又は回転角の数値を表示せず、代わりにラインの長さ又はラインの回転角に対する変化のみを、ディスプレイ画面に表示することができる。一部の実施態様では、画像平面内でのラインの上下左右への移動は、矢印キー、トラックボール、マウス、タッチスクリーン、音声命令、又は他の入力装置を用いて行うことができる。

【0093】

ユーザインターフェイスとの対話の別の実施態様では、所望の線形mモード経路のセグメントは、ラインの長さを設定又は調整し、第1の端点が所望の位置にくるまでラインを移動させ、第1の端点を固定し、そして該ラインが所望の向き及び位置に回転するまで第2の端点を回転させることによって選択することができる。

【0094】

ユーザインターフェイスとの対話の別の実施態様では、所望の線形mモード経路のセグメントは、まず第1の端点を選択することによって、例えば、カーソルを画像の所望の位置に配置することによって選択することができる。次いで、必要に応じて、ラインの長さ及び回転角を設定及び調整することができる。一部の実施態様では、回転角は、システムに命令してラインを選択された第1の端点を中心に回転させることによって決定することができる。あるいは、使用者は、所望の回転角を設定するために、第2の端点又はラインを回転させる該ラインに沿った別の点を選択することができる。

【0095】

ユーザインターフェイスとの対話の別の実施態様では、所望の線形mモード経路のセグメントは、カーソルで第1の端点を選択し、次いでカーソルを所望の方向にドラッグして線を描くことによって選択することができる。他の実施態様では、第1及び第2の端点を選択し、2つの点をつなぐことによってラインを設定することができる。



## 【0096】

いずれの場合も、自動的に又は上記説明されたようなユーザインターフェイスとの対話によってラインが設定されたら、ラインの長さ及び回転角を、さらなるユーザインターフェイスとの対話によって調整することができる。例えば、使用者は、回転角を調整するために、ラインを回転させる転心を設定することができる。同様に、使用者は、ラインの長さを延長又は短縮する固定点を選択することができる。このような固定点及び転心は、端点の一方又はラインに沿った任意の他の点とすることができる。

## 【0097】

一部の実施態様では、非線形Mモード経路は、上述のいずれかのユーザインターフェイスとの対話によって、線形セグメントをつないで線形セグメントからなる任意の所望の非線形経路を形成することによって設定することができる。一部の実施態様では、使用者は、線形セグメントの交差部の近傍の領域におけるMモード経路に丸みをつけることを選択することができる。一部の実施態様では、このような丸みは、自動的に形成しても良いし、又はユーザインターフェイスとの対話によって増大又は縮小させても良い。

## 【0098】

他の実施態様では、非線形Mモード経路は、使用者が所望に応じてあらゆる非線形経路を描くことができる自由形式の描画カーソルを使用者に付与することによって設定することができる。次いで、例えば、該経路に沿った1つ以上の個々の点を選択し、ドラッグすることによって該経路のさらなる調整を行って、所望のMモード経路を得ることができる。

## 【0099】

上記説明されたように、目的の超音波照射領域の異なるオーバーラップ部分又は非オーバーラップ部分を示す2つ以上の別個の同時画像ウィンドウのために多数の画像を形成することができる。従って、一実施態様では、Mモード経路は、第1の画像ウィンドウが表示されている間に設定することができ、次いで、使用者は、画像を第2の画像ウィンドウに対してズーム又はパンすることができる。一部の実施態様では、システムは、表示されるBモード画像が、Mモード経路が設定された画像ウィンドウとは異なる画像ウィンドウに変更されても、設定されたMモード経路に沿ったデータを表示し続けるように構成することができる。例えば、使用者は、心臓弁を観察するためにズームすることができ、該ズームされた画像ウィンドウにおける該弁を横断するMモード経路を設定することができる。次いで、使用者は、心臓弁を横断するMモードラインに沿ったデータを監視し続けながら、心臓全体（又は心臓の異なる領域）の運動を観察するためにズームアウトすることを選択することができる。

## 【0100】

一部の実施態様では、システムは、Mモードラインが設定された画像ウィンドウの設定を保存することができ、使用者が、Mモードを設定する画像ウィンドウのBモード画像と少なくとも1つの他の画像ウィンドウのBモード画像とを切り替えることができる。なおさらなる実施態様では、システムは、Mモードを設定する画像ウィンドウ及び別の画像ウィンドウの両方のBモード画像を同時に表示するように構成することができる（例えば、ピクチャー・イン・ピクチャーモードで、又は並べられた表示で）。

## 【0101】

上記のユーザインターフェイスとの対話のいずれかを用いて、表示される3D体積を通るMモード経路を設定することができる。一部の実施態様では、3D体積からのMモード経路の設定は、上記説明されたMモード経路を設定するユーザインターフェイスステップのいずれかの前、後、又は最中に3D体積の画像を回転させるステップを含み得る。

## 【0102】

様々な実施態様が、様々な解剖学的構造の超音波イメージングに関連付けて本明細書で説明されるが、本明細書に図示され、説明される多くの方法及び装置を、他の用途、例えば、非解剖学的構造及び物体のイメージング及び評価にも使用することができることを理解されたい。例えば、本明細書で説明される超音波プローブ、システム、及び方法は、様

10

20

30

40

50

々な機械的物体、構造的物体、もしくは材料、例えば、溶接部、管、梁、プレート、加圧容器、層状構造などの非破壊試験又は評価に使用することができる。従って、医療又は解剖学的イメージング標的、例えば、血液、血管、心臓、もしくは他の器官への本明細書の言及は、本明細書で説明される様々な装置及び技術を用いて画像化又は評価することができるほぼ無限の様々な標的の非限定の例を単に示すためである。

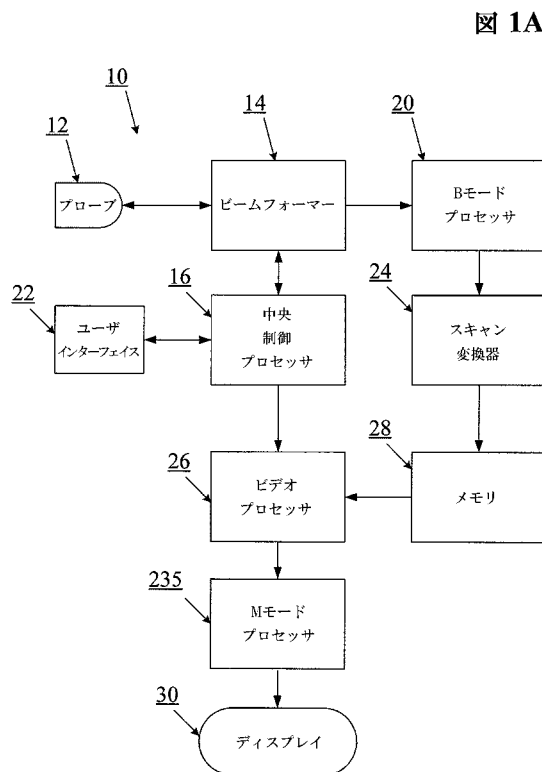
### 【0103】

本発明は、特定の好ましい実施態様及び例の文脈で開示されたが、当業者であれば、本発明が、具体的に開示された実施態様を超えて、本発明の他の代替の実施態様及び/又は使用並びに明らかな変更及びその等価物まで拡大されることを理解されよう。従って、本明細書で開示される本発明の範囲は、上記の特定の開示された実施態様によって限定されるべきものではなく、以下の特許請求の範囲の正しい解釈によってのみ決定されるべきものである。特に、材料及び製造技術は、当業者のレベルの範囲内で利用することができる。さらに、単数のアイテムの言及は、同じアイテムが複数存在する可能性があることを含む。より具体的には、本明細書及び添付の特許請求の範囲で使用される単数形「1つの(a)」、「及び(and)」、「前記(said)」、及び「その(the)」は、文脈上他の意味に解釈するべき場合を除き、複数の指示対象を含む。特許請求の範囲は、任意選択の要素を全て排除するように起草できることにさらに留意されたい。従って、この文章は、クレームの構成要素の記述に関連した「だけ(solely)」及び「のみ(only)」などの排他的な語の使用、又は「負の」限定の使用のための先行詞として役立たせることを目的とする。本明細書に特段の記載がない限り、本明細書で使用される全ての科学技術用語は、本発明の属する分野の一般的な技術者が一般に理解する意味と同じ意味を有する。

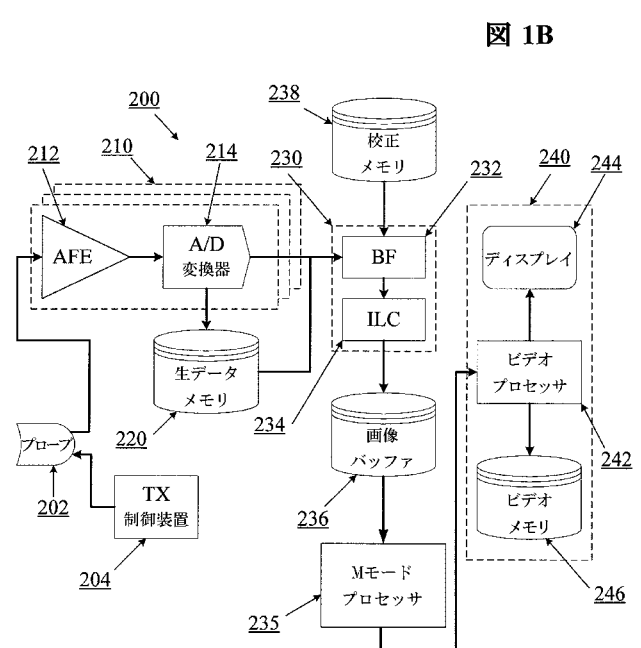
10

20

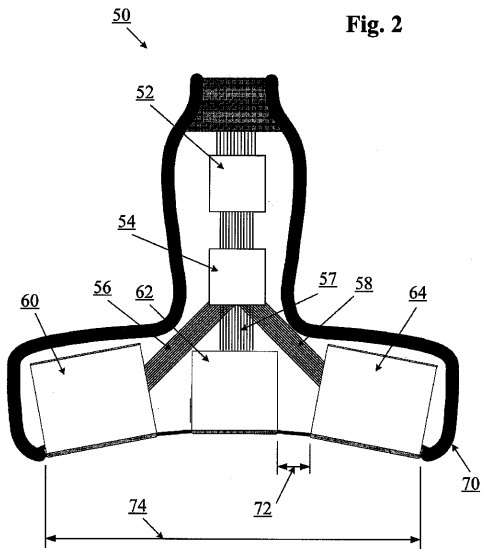
【図1A】



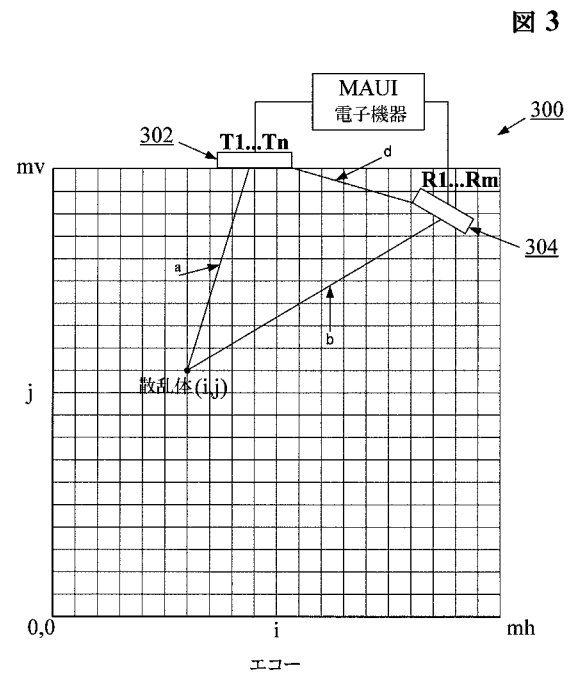
【図1B】



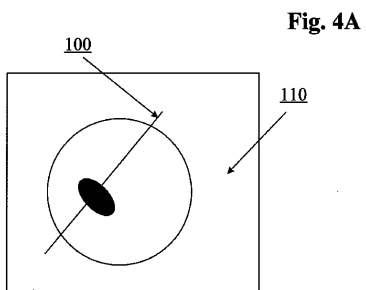
【 図 2 】



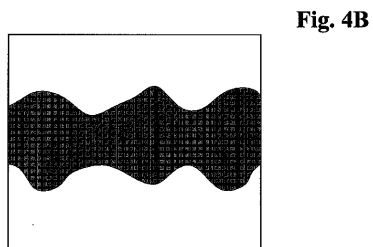
【 図 3 】



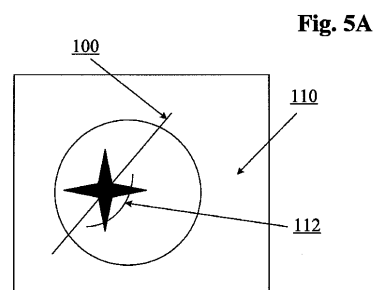
【 図 4 A 】



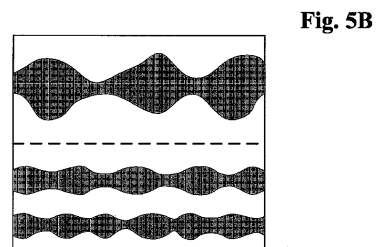
【 図 4 B 】





【 図 5 A 】



【 図 5 B 】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. <b>PCT/US2012/071923</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
<i>A61B 8/00(2006.01)i, G01N 29/24(2006.01)i, G06T 7/20(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/00; G01N 29/22; A61B 8/14		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: ultrasound, m-mode, b-mode, path, display, graph, zoom		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2006-0173327 A1 (JEONG HWAN KIM) 03 August 2006	1,10
Y	See abstract, paragraphs [0022]-[0041], claims 1-5 and figures 2,4A-7.	2-9,11,21-24
A		12-20
Y	US 2004-0111028 A1 (YASUHIKO ABE et al.) 10 June 2004 See abstract, paragraphs [0032], [0043]-[0047], [0068]-[0088], [0106]-[0107], claim 1 and figures 1-15.	2-6
Y	US 2010-0262013 A1 (DAVID M. SMITH et al.) 14 October 2010 See abstract, paragraphs [0021], [0076]-[0084], claims 1, 20-22 and figures 1,5-6c.	7-9,11,21-24
A	US 2009-0012393 A1 (SEOK WON CHOI) 08 January 2009 See abstract, paragraphs [0015]-[0028], claims 1-8 and figures 1-6.	1-24
A	JP 08-252253 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 01 October 1996 See abstract, paragraphs [0010]-[0018], [0023]-[0033], claims 1-2 and figures 1-3.	1-24
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 April 2013 (26.04.2013)		Date of mailing of the international search report <b>30 April 2013 (30.04.2013)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsu-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer KIM, Tae Hoon Telephone No. 82-42-481-8407 

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No. <b>PCT/US2012/071923</b>
---

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2011-0021915 A1 (SHAOLEI FENG et al.) 27 January 2011 See abstract, paragraphs [0021]-[0025], [0035]-[0036], claims 1-18 and figures 1-6.	1-24

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2012/071923**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2006-0173327 A1	03.08.2006	EP 1679038 A2 EP 1679038 A3 JP 2006-187594 A KR 10-0748178 B1 KR 10-2006-0080346 A	12.07.2006 13.04.2011 20.07.2006 09.08.2007 10.07.2006
US 2004-0111028 A1	10.06.2004	JP 2004-073287 A JP 4202697 B2 US 6884216 B2	11.03.2004 24.12.2008 26.04.2005
US 2010-0262013 A1	14.10.2010	EP 2419023 A2 KR 10-2011-0137829 A WO 2010-120913 A2	22.02.2012 23.12.2011 21.10.2010
US 2009-0012393 A1	08.01.2009	EP 1972280 A1 JP 2008-237909 A KR 10-1055589 B1 KR 10-2008-0086578 A	24.09.2008 09.10.2008 23.08.2011 26.09.2008
JP 08-252253 A	01.10.1996	JP 3612358 B2	19.01.2005
US 2011-0021915 A1	27.01.2011	US 8343053 B2	01.01.2013

## フロントページの続き

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

(72)発明者 ダビド エム・スミトフ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 9 スンソイブアルエ スイテ 1 0 7 ギブラルタル ドライブ 2 5 6

(72)発明者 ロザリン エム・ロレンザト

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 9 スンソイブアルエ スイテ 1 0 7 ギブラルタル ドライブ 2 5 6

(72)発明者 ブルース アール・リトズイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 9 スンソイブアルエ スイテ 1 0 7 ギブラルタル ドライブ 2 5 6

F ターム(参考) 4C601 BB07 BB27 GA03 GB03 HH04 HH38 JC21 KK12 KK13 KK25  
KK42

专利名称(译)	任意路线的M模式超声成像		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015503404A</a>	公开(公告)日	2015-02-02
申请号	JP2014550486	申请日	2012-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	茂伊成像股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	毛伊岛Imagingu公司		
[标]发明人	ケンネトフディーブレウエル ダビドエムスミトフ ロザリンエムロレンザト ブルースアールリトズイ		
发明人	ケンネトフ ディー.ブレウエル ダビド エム.スミトフ ロザリン エム.ロレンザト ブルース アール.リトズイ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/486 A61B8/5207 G01S15/8913 G01S15/8927 A61B8/466		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/BB27 4C601/GA03 4C601/GB03 4C601/HH04 4C601/HH38 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/KK42		
代理人(译)	石川彻		
优先权	61/581583 2011-12-29 US 61/691717 2012-08-21 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

用于M模式超声成像的系统和方法，可沿用户设置的路径进行M模式成像。在各种实施方式中，用户设置的路径可以是非线性路径或弯曲路径。在一些实施方式中，用于M模式超声成像的系统可以包括具有至少第一发射孔和第二接收孔的多孔径探头。接收孔可以与发射孔分开。在一些实施方案中，发射孔径可经配置以将未聚焦的球形超声查验信号发射到关注区域。用户定义的路径可以指定目标区域内的目标结构。[选择图]图4A

