

(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2015-532607

(P2015-532607A)

(43) 公表日 平成27年11月12日(2015.11.12)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2015-528589 (P2015-528589)
 (86) (22) 出願日 平成25年8月20日 (2013. 8. 20)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年4月16日 (2015. 4. 16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/055790
 (87) 国際公開番号 W02014/031642
 (87) 国際公開日 平成26年2月27日 (2014. 2. 27)
 (31) 優先権主張番号 61/691, 717
 (32) 優先日 平成24年8月21日 (2012. 8. 21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 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
 (74) 代理人 100097456
 弁理士 石川 徹
 (72) 発明者 ジョセフ アール. コール
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 089 サニーバレ スイート 107
 ジブラルタル ドライブ 256

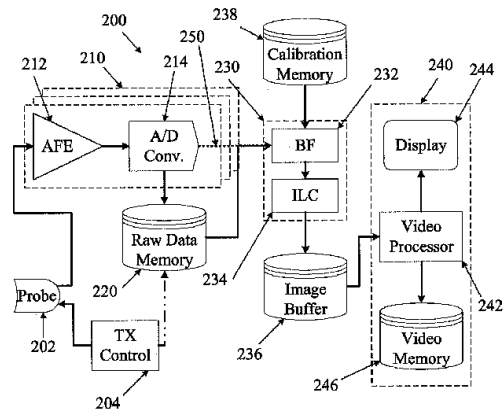
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波イメージングシステムのメモリアーキテクチャ

(57) 【要約】

多数開口超音波イメージングシステムは、ビーム形成されていない生エコーデータを保存するように構成することができる。画像を明瞭にするため又は元の画像では見えないもしくは認識できない情報を明らかにするために、保存されたエコーデータを取り出して、変更されたパラメータを用いて再ビーム形成することができる。また、生エコーデータをネットワークを介して送信し、イメージングを行うプローブに物理的に近接していない遠隔装置によってビーム形成することができる。このようなシステムにより、医師又は他の実施者が、たとえ患者が存在しなくても、あたかも患者を直接画像化するようにエコーデータを操作することができる。多数のユニークな診断の機会が、このようなシステム及び方法によって可能となる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波イメージングの方法であって：

多数開口イメージングシステムを用いて非集束ピング超音波パルスを送信して目的の領域を超音波照射するステップ；

該目的の領域の第1のセクションの第1の画像をリアルタイムで形成するステップ；

該超音波照射された領域から受信したエコーデータをメモリ装置に保存するステップ；

該保存するステップの後に、該メモリ装置から該エコーデータを取り出すステップ；及び

該エコーデータを処理して該目的の領域の第2のセクションの第2の画像を形成するステップであって、該第2のセクションが、該第1のセクションに存在しない該目的の領域の部分に亘る、該ステップ；を含む、前記方法。

10

【請求項 2】

前記形成するステップが、第1のセットのビーム形成パラメータを用いることを含み、前記処理するステップが、該第1のセットのビーム形成パラメータとは異なる第2のセットのビーム形成パラメータを用いることを含み、請求項1記載の方法。

【請求項 3】

前記第2の画像が、前記第1の画像よりも高い画素解像度を有する、請求項1記載の方法

。

【請求項 4】

前記第2の画像が、前記第1のセクションの範囲内の前記目的の領域の一部に亘る、請求項1記載の方法。

20

【請求項 5】

前記目的の領域の前記第1のセクション及び前記第2のセクションが全く重複していない、請求項1記載の方法。

【請求項 6】

前記エコーデータを処理して前記目的の領域の第3のセクションの第3の画像を形成するステップであって、該第3の画像が、該第2の画像に存在しない該目的の領域の部分に亘る、該ステップ；及び

該第2の画像及び該第3の画像を同時に表示するステップ；をさらに含む、請求項1記載の方法。

30

【請求項 7】

ヒトの心臓の断面を前記第1の画像で見ることができ、該心臓の第1の部分のみを前記第2の画像で見ることができ、かつ該心臓の第2の部分のみを前記第3の画像で見ることができ、請求項6記載の方法。

【請求項 8】

前記第2の画像を形成するステップ及び前記第3の画像を形成するステップが、複数の画像層を組み合わせることをさらに含み、該各画像層が、送信超音波パルスと受信開口の様々な組み合わせに対応し、該第2の画像を形成するステップが、該第3の画像を形成するステップとは異なる数の画像層を組み合わせることを含み、請求項6記載の方法。

40

【請求項 9】

前記第2の画像で見える物体を測定するステップをさらに含む、請求項6記載の方法。

【請求項 10】

超音波データを処理する方法であって：

第1のデータセットを第1の不揮発性デジタルメモリ装置から取り出すステップであって、該第1のデータセットが、送信開口の位置及び向きを含む、該ステップ；

第2のデータセットを第2の不揮発性デジタルメモリ装置から取り出すステップであって、該第2のデータセットが、一連の超音波エコーストリングを含み、該各超音波エコーストリングが、エコーデータの生成に関する送信開口に関連した該エコーデータを含む、該ステップ；

50

該送信開口の送信位置を該第1のデータセットから決定するステップ；
受信開口の受信位置を該第2のデータセットから決定するステップ；及び
該第2のデータセットを第1のセットのビーム形成パラメータを用いてビーム形成して、
標的物体の第1のセットの画像を形成するステップ；を含む、前記方法。

【請求項 1 1】

少なくとも1つのビーム形成パラメータを調整して第2のセットのビーム形成パラメータ
を生成するステップ；及び

前記第2のデータセットを前記第2のセットのビーム形成パラメータを用いてビーム形成
して、前記標的物体の第2のセットの画像を形成するステップ；をさらに含む、請求項10
記載の方法。

10

【請求項 1 2】

前記少なくとも1つのビーム形成パラメータが、前記標的物体における音速である、請
求項11記載の方法。

【請求項 1 3】

前記少なくとも1つのビーム形成パラメータが、前記送信開口の送信トランスデューサ
素子又は前記受信開口の受信トランスデューサ素子の位置である、請求項11記載の方法。

【請求項 1 4】

前記少なくとも1つのビーム形成パラメータが重み付け係数である、請求項11記載の方
法。

【請求項 1 5】

前記標的物体の画像ウィンドウを画定するステップ；及び

前記第2のデータセットをビーム形成して、該標的物体の該画像ウィンドウの第2のセッ
トの画像を形成するステップ；をさらに含む、請求項10記載の方法。

20

【請求項 1 6】

前記画像ウィンドウが、前記第1のセットの画像の全領域よりも小さい、前記第1のセッ
トの画像の範囲内の領域に亘り、前記方法が、前記第2のセットの画像で見える構造のサ
イズを測定するステップをさらに含む、請求項15記載の方法。

【請求項 1 7】

前記第2のデータセットから形成された画像に基づいてmモードラインを表示に追加する
ステップをさらに含む、請求項10記載の方法。

30

【請求項 1 8】

画像をコヒーレント及びインコヒーレントに組み合わせるためのアルゴリズムを調整す
るステップをさらに含む、請求項10記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第1のセットの画像を形成するステップが、第1の複数の画像層を組み合わせる第1
のセットのフレームを形成するステップであって、該各画像層が、前記送信開口と前記受
信開口との異なる組み合わせに対応する、該ステップ、及び該第1のセットのフレームを
第1のフレームレートで表示するステップをさらに含む、請求項10記載の方法。

【請求項 2 0】

前記第2のデータセットをビーム形成して前記標的物体の第2のセットの画像を形成する
ステップをさらに含む、該ステップが、第2の複数の画像層を組み合わせる第2のセットの
フレームを形成するステップであって、該各画像層が、前記送信開口と前記受信開口との
異なる組み合わせに対応し、該第2のセットのフレームが、前記第1のセットのフレームよ
りも多数のフレームを有する、該ステップ、及び該第2のセットのフレームを、前記第1の
フレームレートよりも高い第2のフレームレートで表示するステップを含む、請求項19記
載の方法。

40

【請求項 2 1】

超音波イメージングシステムであって；

複数の送信トランスデューサ素子及び複数の受信トランスデューサ素子を有する多数開
口超音波プローブ；

50

該プローブの該送信トランスデューサ素子からの超音波パルスの送信を制御するように構成された送信制御電子機器；

該超音波パルスのエコーに対応する該受信トランスデューサ素子からエコー信号を受信するように構成された受信電子機器；及び

該受信電子機器と電子通信する生データメモリであって、少なくとも1つの送信素子の識別を表すデジタルデータ、該少なくとも1つの送信素子が超音波パルスを送信した時刻、及び該超音波パルスからのエコーの大きさを表す一連のデータ点を含む、該生データメモリ；を備える、前記システム。

【請求項 2 2】

前記生データメモリと電子通信するビームフォーマをさらに備え、該ビームフォーマが、該生データメモリからエコーデータを取り出し、該取り出したエコーデータから画像を形成するように構成されている、請求項21記載のシステム。

10

【請求項 2 3】

超音波画像を処理する計算装置であって：

プロセッサ；

プロセスコードを含む第1の不揮発性メモリ装置；

送信開口に関連した超音波エコーデータを含み、かつ受信開口の受信トランスデューサ素子に対する該送信開口の送信トランスデューサ素子の音響位置を決定するトランスデューサ素子の位置データを含む第2の不揮発性メモリ装置；を備え、

該プロセッサが、該第1の不揮発性メモリ装置内の該プロセスコードを実行して該超音波エコーデータを該第2のメモリ装置から取り出し、該トランスデューサ素子の位置データに基づいて該エコーデータをビーム形成することによって画像を形成するように構成されている、前記装置。

20

【請求項 2 4】

前記送信開口及び前記受信開口を含む超音波プローブに電子的又は物理的に接続されていない、請求項23記載の装置。

【請求項 2 5】

超音波イメージングの方法であって：

超音波ピングを少なくとも1つの送信素子から患者に送信するステップ；

該超音波ピングに関する送信情報を生データメモリに保存するステップ；

該超音波ピングに対応するエコーを少なくとも1つの受信素子で受信するステップ；

該エコーを複数のサンプリング点でサンプリングして、信号の大きさ及びタイムスタンブ入力を含むデジタル記録を生成するステップ；及び

該各サンプリング点についての該デジタル記録を該生データメモリに保存するステップ；を含む、前記方法。

30

【請求項 2 6】

前記デジタル記録から超音波画像を形成するステップをさらに含む、請求項25記載の方法。

【請求項 2 7】

前記送信素子及び前記受信素子の校正作業を行って最新の校正データを得るステップ；及び

前記デジタル記録を該最新の校正データを用いて処理して超音波画像を形成するステップ；をさらに含む、請求項25記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

(関連出願の相互参照)

本出願は、引用により開示内容が本明細書中に組み込まれている2012年8月21日出願の米国仮特許出願第61/691,717号(名称:「超音波イメージングシステムのメモリアーキテクチャ(Ultrasound Imaging System Memory Architecture)」)の利益を請求するもの

50

である。

【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、それぞれの刊行物又は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)

本開示は、一般に、超音波イメージングシステムに関し、より詳細には、生エコーデータメモリ装置を利用する超音波イメージングシステムに関する。

【背景技術】

【0004】

(背景)

従来の超音波イメージングでは、超音波エネルギーの集束ビームを検査すべき体組織に送信し、戻されたエコーを検出してプロットし、これにより画像を形成する。超音波は、診断目的で広く使用されているが、従来の超音波は、スキャンングの深度、スペックルノイズ、低い方位分解能、隠れた組織、及び他のこのような問題によって大きく制限される。

【0005】

体組織を超音波照射するために、超音波ビームは、典型的には、フェーズドアレイ又は成形トランスデューサのいずれかによって形成され、集束される。フェーズドアレイ超音波は、医療用超音波検査で画像を形成するために狭い超音波ビームを誘導及び集束させる一般的に使用されている方法である。フェーズドアレイプローブは、多数の小型超音波トランスデューサ素子を有し、該素子はそれぞれ、個別にパルスすることができる。超音波パルスのタイミングを変更することにより(例えば、一列に沿って素子を1つずつ順にパルスすることによって)、建設的干渉パターンが形成され、これにより、ビームが選択された角度で誘導される。これは、ビーム誘導として知られている。次いで、このような誘導超音波ビームを、検査されるべき組織又は物体全体に照射することができる。次いで、多数のビームからのデータを組み合わせ、物体を通るスライスを示す視覚画像を形成する。

【0006】

従来、超音波ビームを送信するために使用されるものと同じトランスデューサ又はアレイを使用して、戻るエコーを検出する。このデザイン構成は、医療用途での超音波イメージングの使用における最も大きな制限の1つであり、方位分解能が低い。理論的には、方位分解能は、超音波プローブの開口の幅を広げることによって改善することができるが、該開口のサイズを拡大する上での実施上の問題は、該開口を小さいままとしなければならないことである。疑う余地なく、超音波イメージングは、たとえこの制限があっても非常に有用であるが、分解能が向上すればさらに有効であろう。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

(開示の概要)

超音波イメージングの方法が提供され、該方法は、多数開口イメージングシステムを用いて非集束超音波パルスを送信して目的の領域を超音波照射するステップ、該目的の領域の第1のセクションの第1の画像をリアルタイムで形成するステップ、該超音波照射された領域から受信したエコーデータをメモリ装置に保存するステップ、該保存するステップの後に、該メモリ装置から該エコーデータを取り出すステップ、及び該エコーデータを処理して該目的の領域の第2のセクションの第2の画像を形成するステップであって、該第2のセクションが、該第1のセクションに存在しない該目的の領域の部分に亘る、該ステップを含む。

10

20

30

40

50

【0008】

一部の実施態様では、該形成するステップは、第1のセットのビーム形成パラメータを用いることを含み、該処理するステップは、該第1のセットのビーム形成パラメータとは異なる第2のセットのビーム形成パラメータを用いることを含む。

【0009】

一実施態様では、該第2の画像は、該第1の画像よりも高い画素解像度を有する。別の実施態様では、該第2の画像は、該第1のセクションの範囲内の該目的の領域の一部に亘る。一部の実施態様では、該目的の領域の該第1のセクション及び該第2のセクションは全く重複していない。

【0010】

一部の実施態様では、該方法は、該エコーデータを処理して該目的の領域の第3のセクションの第3の画像を形成するステップであって、該第3の画像が、該第2の画像に存在しない該目的の領域の部分に亘る、該ステップ、及び該第2の画像及び該第3の画像を同時に表示するステップをさらに含む。

10

【0011】

一部の実施態様では、ヒトの心臓の断面を該第1の画像で見ることができ、該心臓の第1の部分のみを該第2の画像で見ることができ、かつ該心臓の第2の部分のみを第3の画像で見ることができる。

【0012】

一部の実施態様では、該第2の画像を形成するステップ及び該第3の画像を形成するステップは、複数の画像層を組み合わせることをさらに含み、該各画像層は、送信超音波パルスと受信開口の様々な組み合わせに対応し、該第2の画像を形成するステップは、該第3の画像を形成するステップとは異なる数の画像層を組み合わせることを含む。

20

【0013】

一実施態様では、該方法は、該第2の画像で見える物体を測定するステップをさらに含む。

【0014】

超音波データを処理する方法も提供され、該方法は、第1のデータセットを第1の不揮発性デジタルメモリ装置から取り出すステップであって、該第1のデータセットが、送信開口の位置及び向きを含む、該ステップ、第2のデータセットを第2の不揮発性デジタルメモリ装置から取り出すステップであって、該第2のデータセットが、一連の超音波エコーストリングを含み、該各超音波エコーストリングが、エコーデータの生成に関連する送信開口に関連した該エコーデータを含む、該ステップ、該送信開口の送信位置を該第1のデータセットから決定するステップ、受信開口の受信位置を該第2のデータセットから決定するステップ、及び該第2のデータセットを第1のセットのビーム形成パラメータを用いてビーム形成して、標的物体の第1のセットの画像を形成するステップを含む。

30

【0015】

一部の実施態様では、該方法は、少なくとも1つのビーム形成パラメータを調整して第2のセットのビーム形成パラメータを生成するステップ、及び該第2のデータセットを該第2のセットのビーム形成パラメータを用いてビーム形成して、該標的物体の第2のセットの画像を形成するステップをさらに含む。

40

【0016】

一実施態様では、該少なくとも1つのビーム形成パラメータは、該標的物体における音速である。別の実施態様では、該少なくとも1つのビーム形成パラメータは、該送信開口の送信トランスデューサ素子又は該受信開口の受信トランスデューサ素子の位置である。追加の一実施態様では、該少なくとも1つのビーム形成パラメータは重み付け係数である。

【0017】

一部の実施態様では、該方法は、該標的物体の画像ウィンドウを画定するステップ、及び該第2のデータセットをビーム形成して、該標的物体の該画像ウィンドウの第2のセット

50

の画像を形成するステップをさらに含む。

【0018】

一部の実施態様では、該画像ウィンドウは、該第1のセットの画像の全領域よりも小さい、該第1のセットの画像の範囲内の領域に亘り、該方法は、該第2のセットの画像で見える構造のサイズを測定するステップをさらに含む。

【0019】

別の実施態様では、該方法は、該第2のデータセットから形成された画像に基づいてmモードラインを表示に追加するステップを含む。

【0020】

他の実施態様では、該方法は、画像をコヒーレント及びインコヒーレントに組み合わせるためのアルゴリズムを調整するステップをさらに含む。

【0021】

一部の実施態様では、該第1のセットの画像を形成するステップは、第1の複数の画像層を組み合わせることで第1のセットのフレームを形成するステップであって、該各画像層が、該送信開口と該受信開口との異なる組み合わせに対応する、該ステップ、及び該第1のセットのフレームを第1のフレームレートで表示するステップをさらに含む。

【0022】

他の実施態様では、該方法は、該第2のデータセットをビーム形成して該標的物体の第2のセットの画像を形成するステップを含み、該ステップは、第2の複数の画像層を組み合わせることで第2のセットのフレームを形成するステップであって、該各画像層が、該送信開口と該受信開口との異なる組み合わせに対応し、該第2のセットのフレームが、該第1のセットのフレームよりも多数のフレームを有する、該ステップ、及び該第2のセットのフレームを、該第1のフレームレートよりも高い第2のフレームレートで表示するステップを含む。

【0023】

超音波イメージングシステムも提供され、該システムは、複数の送信トランスデューサ素子及び複数の受信トランスデューサ素子を有する多数開口超音波プローブ、該プローブの該送信トランスデューサ素子からの超音波パルスの送信を制御するように構成された送信制御電子機器、該超音波パルスのエコーに対応する該受信トランスデューサ素子からエコー信号を受信するように構成された受信電子機器、及び該受信電子機器と電子通信する生データメモリであって、少なくとも1つの送信素子の識別を表すデジタルデータ、該少なくとも1つの送信素子が超音波パルスを送信する時刻、及び該超音波パルスからのエコーの大きさを表す一連のデータ点を含む、該生データメモリを備える。

【0024】

一部の実施態様では、該システムは、該生データメモリと電子通信するビームフォーマを備え、該ビームフォーマは、該生データメモリからエコーデータを取り出し、該取り出したエコーデータから画像を形成するように構成されている。

【0025】

超音波画像を処理する計算装置が提供され、該装置は、プロセッサ、プロセスコードを含む第1の不揮発性メモリ装置、送信開口に関連した超音波エコーデータを含み、かつ受信開口の受信トランスデューサ素子に対する該送信開口の送信トランスデューサ素子の音響位置を決定するトランスデューサ素子の位置データを含む第2の不揮発性メモリ装置を備え、該プロセッサが、該第1の不揮発性メモリ装置内の該プロセスコードを実行して該超音波エコーデータを該第2のメモリ装置から取り出し、該トランスデューサ素子の位置データに基づいて該エコーデータをビーム形成することによって画像を形成するように構成されている。

【0026】

一部の実施態様では、該装置は、該送信開口及び該受信開口を含む超音波プローブに電子的又は物理的に接続されていない。

【0027】

10

20

30

40

50

超音波イメージングの方法が提供され、該方法は、超音波ピングを少なくとも1つの送信素子から患者に送信するステップ、該超音波ピングに関する送信情報を生データメモリに保存するステップ、該超音波ピングに対応するエコーを少なくとも1つの受信素子で受信するステップ、該エコーを複数のサンプリング点でサンプリングして、信号の大きさ及びタイムスタンプ入力を含むデジタル記録を生成するステップ、及び該各サンプリング点についての該デジタル記録を該生データメモリに保存するステップを含む。

【0028】

一部の実施態様では、該方法は、該デジタル記録から超音波画像を形成するステップをさらに含む。

【0029】

別の実施態様では、該方法は、該送信素子及び該受信素子の校正作業を行って最新の校正データを得るステップ、及び該デジタル記録を該最新の校正データを用いて処理して超音波画像を形成するステップを含む。

【0030】

(図面の簡単な説明)

本発明の新規な特徴は、特に添付の特許請求の範囲で説明する。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良く理解できるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】図1は、多数開口超音波イメージングプローブ及び画像化される点の格子の略図である。

【0032】

【図2】図2は、生エコーデータを収集するように構成された超音波イメージングシステムの制御パネルの一実施態様の斜視図である。

【0033】

【図3】図3は、局所の生エコーデータの収集用に構成された超音波イメージングシステムの一実施態様のいくつかの機能的な構成要素を例示するブロック図である。

【0034】

【図4】図4は、遠隔の生エコーデータの収集用に構成された超音波イメージングシステムの一実施態様のいくつかの機能的な構成要素を例示するブロック図である。

【0035】

【図5】図5は、生エコーデータを収集して記録するためのプロセスの一実施態様を例示する工程系統図である。

【0036】

【図6】図6は、以前の実際のイメージングセッション中に収集される生エコーデータを実施者が利用することができるプロセスの一実施態様を例示する工程系統図である。

【0037】

【図7】図7は、以前の実際のイメージングセッション中に収集された生エコーデータをイメージングシステムが処理して表示することができるプロセスの一実施態様を例示する工程系統図である。

【発明を実施するための形態】

【0038】

(詳細な説明)

様々な実施態様を、添付の図面を参照して詳細に説明する。特定の例及び実施についての言及は、例示目的であり、本発明の範囲又は特許請求の範囲を限定することを意図とするものではない。

【0039】

(イントロダクションと定義)

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

10

20

30

40

50

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プローブ、システム、及び方法は、様々な機械的物体、構造的物体、又は材料、例えば、接合部、管、梁、板材、圧力容器、積層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。以下の様々な実施態様は、後にビーム形成して処理し、画像データにするために、ビーム形成前の生の超音波データを保存するように構成された超音波イメージングシステムに使用されるシステム及び方法を含む。このようなシステムは、超音波イメージングシステムを用いる様々なユニークな方法を可能にする。

【0040】

本明細書で使用される「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るが、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もある。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。他の実施態様では、超音波トランスデューサは、容量性微細加工超音波トランスデューサ (CMUT) を含み得る。

【0041】

トランスデューサは、多数の個々のトランスデューサ素子のアレイに構成される場合が多い。本明細書で使用される「トランスデューサアレイ」又は「アレイ」という語は、一般に、共通の支持プレートに取り付けられたトランスデューサ素子の集合体を指す。このようなアレイは、1次元 (1D)、2次元 (2D)、1.X次元 (1.XD)、又は3次元 (3D) を有し得る。当業者に理解される他の次元のアレイも使用することができる。環状アレイ、例えば、同心円アレイ及び楕円アレイも使用することができる。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に機能する構成要素であり得る。例えば、圧電トランスデューサ素子のアレイの場合には、各素子は、単一の圧電結晶、又は圧電結晶の単一の機械加工ブロックとすることができる。

【0042】

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。

【0043】

本明細書で使用される「開口」という語は、超音波信号を送信し、かつ/又は受信することができる概念的な「開口部」を指し得る。実際の実施では、開口は、単に、1つのトランスデューサ素子、又はイメージング制御電子機器によって共通の群としてまとめて管理されるトランスデューサ素子群である。例えば、一部の実施態様では、開口は、隣接する開口の素子から物理的に分離することができる物理的な素子群とすることができる。しかしながら、隣接する開口は、必ずしも物理的に分離する必要はない。

【0044】

本明細書で使用される「受信開口」、「超音波照射開口」、及び/又は「送信開口」という語は、所望の物理的視点又は開口から所望の送信機能又は受信機能を果たす個々の素子、アレイ内の素子群、又は共通のハウジング内のアレイ全体を指すために使用されることに留意されたい。一部の実施態様では、このような送信開口及び受信開口は、専用の機能を有する物理的に別個の構成要素として形成することができる。他の実施態様では、任意の数の送信開口及び/又は受信開口を、必要に応じて、動的かつ電子的に定義することができる。他の実施態様では、多数開口超音波イメージングシステムは、専用の機能の開

10

20

30

40

50

口と動的機能の開口との組み合わせを使用することができる。

【0045】

本明細書で使用される「全開口」という語は、全てのイメージング開口の全積算サイズを指す。言い換えれば、「全開口」という語は、特定のイメージングサイクルに使用される送信素子及び/又は受信素子の任意の組み合わせにおける最も遠いトランスデューサ素子間の最大距離によって決定される1つ以上の寸法を指すこともある。従って、全開口は、特定のサイクルで送信開口又は受信開口として指定される任意の数のサブ開口から構成される。単一開口イメージング構成の場合は、全開口、サブ開口、送信開口、及び受信開口は、全て同じ寸法を有する。多数アレイプローブの場合は、全開口の寸法は、全てのアレイの寸法の合計を含み得る。

10

【0046】

一部の実施態様では、2つの開口が、連続アレイ上に互いに隣接して位置し得る。なお他の実施態様では、2つの開口は、少なくとも1つの素子が2つの別個の開口の一部として機能するように、連続アレイ上に互いに重ね合わせることができる。開口の位置、機能、素子の数、及び開口の物理的サイズを、特定の適用例に必要な任意の方式で動的に決定することができる。特定の適用例のこれらのパラメータに対する制約が以下に示され、かつ/又は、このような制約は当業者には明白であろう。

【0047】

本明細書で説明される素子及びアレイは、多機能であっても良い。すなわち、ある時点でのトランスデューサ素子又はアレイの送信機としての指定は、次の時点でのこれらの受信機としての即時の再指定を排除するものではない。さらに、本明細書の制御システムの実施態様は、このような指定を、ユーザーの入力、プリセットスキャン、プリセット分解能基準、又は他の自動的に決定される基準に基づいて電子的に行う能力を有する。

20

【0048】

本明細書で使用される「点源送信」又は「ピング」という語は、1つの空間位置からの送信超音波エネルギーの媒体への導入を指すこともある。これは、1つの超音波トランスデューサ素子、又は1つの送信開口として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。点源送信開口からの1回の送信を、均一な球形波面に、又は2Dスライス画像化する場合には該2Dスライス内の均一な円形波面に近づける。場合によっては、点源送信開口からの円形又は球形の波面の1回の送信は、本明細書では「ピング」又は「点源パルス」と呼ばれることもある。

30

【0049】

本明細書で使用される「画素解像度 (pixel resolution)」という熟語は、画像における画素数の尺度を意味し、2つの正の整数で表すことができ、最初の整数が、画素列の数 (画像幅) を指し、次の整数が、画素行の数 (画像高さ) を指す。あるいは、画素解像度は、全画素数 (例えば、行の数と列の数の積)、単位長さあたりの画素数、単位面積あたりの画素数で表すことができる。本明細書で使用される「画素解像度」は、画像で見ることができる詳細度を指す用語「分解能 (resolution)」の他の使用とは区別される。例えば、「方位分解能」は、超音波画像平面の画像を画素からなるデジタル画像としてどのように表すかに関係なく、このような平面の水平軸に沿った識別できる詳細度を指し得る。

40

【0050】

(ピングベース超音波イメージング)

様々な実施態様では、ピングベース超音波イメージングとも呼ばれる点源送信超音波イメージングは、従来のスキャンラインベースイメージングよりもいくつかの優れた点を有する。点源送信は、指向性スキャンラインに沿ってトランスデューサ素子アレイから特定の方向にエネルギーを集束させる「フェーズドアレイ送信」とは空間特性が異なる。非集束点源パルス (ピング) を、スキャン平面に円形 (又は球形) 波面を形成するように送信ことができ、これにより可能な限り広い面積を超音波照射することができる。目的の領域にある散乱体からのエコーは、受信開口の全ての素子に戻ることになる。これらのエコー信号をフィルタリングし、増幅し、デジタル化し、そして短期又は長期メモリ (

50

特定のシステムの要求又は性能によって決まる)に保存することができる。

【0051】

次いで、画像を、点源から送信される波面が目的の領域で物理的に円形であると仮定することによって受信エコーから再構築することができる。実際は、波面はまた、スキャニング平面に垂直な方向にある程度は進入する(即ち、ある程度のエネルギーが、所望の2次元スキャニング平面に垂直な次元に本質的に「漏れ」、有効な画像への到達が減少し得る)。加えて、「円形」波面は、実際には、変換する物質のユニークな軸外特性に従ってトランスデューサの前面の先の半円又は円の180度未満の部分に限定され得る。同様に、3次元の「球形」波面を送信する場合は、このような波面は、実際は、使用される送信素子(複数可)の特徴によって半球又は半球未満の形状を有し得る。

10

【0052】

受信エコーから画像を形成するプロセスは、一般に、本明細書では「ビーム形成」と呼ばれる。ピングベースイメージングでは、ビーム形成は、一般に、各受信エコーサンプルの画素表示位置を決定することを含み得る。各ピングが、画像化される領域全体を超音波照射するため、(ぼやけているが)「完全な」画像を、1つのトランスデューサ素子のエコーで形成することができる。1つの受信トランスデューサ素子によって受信されるエコーから形成することができる画像は、サブ画像と呼ぶこともある。複数のトランスデューサ素子で受信されるエコーから形成されるサブ画像を組み合わせることによって画質を改善することができる。トランスデューサ素子は、「開口」にグループ分けすることができ、共通の開口の素子からのサブ画像を組み合わせることで画像層を形成することができる。

20

【0053】

ソフトウェアベース又はハードウェアベースの動的ビーム形成技術を用いてピングベースエコーのビーム形成を行うことができ、この技術では、ビームフォーマの焦点を連続的に変化させて、画像化されるべき特定の画素の位置に集束させることができる。このようなビームフォーマを使用して、点源パルスからの、受信したエコーの位置をプロットすることができる。一部の実施態様では、動的ビームフォーマは、送信機から個々の受信トランスデューサ素子までの信号の往復時間に基づいて各エコー信号の軌跡をプロットすることができる。

【0054】

1つの反射体の軌跡は、送信トランスデューサ素子(複数可)の位置に第1の焦点を有し、かつ受信トランスデューサ素子の位置に第2の焦点を有する楕円上にある。いくつかの他の可能な反射体と同じ楕円上に存在するが、同じ反射体のエコーは、受信開口の他の各受信トランスデューサ素子によっても受信される。各受信トランスデューサ素子の僅かに異なる位置は、各受信素子が、所与の反射体に対してやや異なる楕円を画定することを意味する。共通の受信開口の全ての素子の楕円をコヒーレント加算することによる結果の累積は、反射体の楕円の交差、従って、反射体を表す画素を表示する点に向かって収束することを示す。従って、任意の数の受信素子によって受信されるエコーの振幅を各画素値に組み合わせることができる。他の実施態様では、実質的に同じ画像に到達するように計算を異なる方式で行うことができる。

30

【0055】

別個の受信素子によって受信されるエコー信号の組み合わせに様々なアルゴリズムを使用することができる。例えば、一部の実施態様は、エコー信号を個々に処理し、各エコー信号をその楕円に沿った全ての可能な位置にプロットし、次いで、次のエコー信号に進むことができる。あるいは、各画素位置を個々に処理し、次の画素位置に進む前にその画素位置に寄与する可能性がある全てのエコーを特定して処理することができる。

40

【0056】

同じ又は異なる点源(又は多数の異なる点源)から送信される、1つ以上の後の送信ピングからビームフォーマによって形成される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。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、画質のなおさらなる改善を達成することができる。別個にビーム形成され

50

た画像を組み合わせるプロセスは、一般に、本明細書では画像層の組み合わせと呼ぶこともある。多数開口超音波プローブの多数の別個の開口で受信されるエコーからの画像を組み合わせることにより、画質をさらに改善することができる。

【0057】

一部の実施態様では、ピングベース多数開口イメージングは、第1の送信開口から点源ピングを送信して、2つ以上の受信開口の素子でエコーを受信することによって行うことができ、この受信開口の1つ以上は、送信開口の一部又は全ての素子を含み得る。画像は、ピング送信とエコーの受信との間の遅延時間、音速、及び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基づいて散乱体の位置を三角測量することによって形成することができる。結果として、超音波照射された領域全体のサブ画像を、各受信素子によって受信された各送信ピングのエコーから形成することができる。1つの受信開口にグループ分けされた多数の素子によって受信されたエコーからのサブ画像を組み合わせることにより、交差する楕円に関連して上記説明された改善をもたらすことができる。

10

【0058】

一部の実施態様では、1つの時間領域フレームは、1つの送信ピングからの、2つ以上の受信開口で受信されるエコーから形成される画像を組み合わせることによって形成することができる。他の実施態様では、1つの時間領域フレームは、2つ以上の送信ピングからの、1つ以上の受信開口で受信されるエコーから形成される画像を組み合わせることによって形成することができる。一部のこのような実施態様では、多数の送信ピングは、異なる送信開口を起源とし得る。図1は、3アレイ多数開口超音波イメージングプローブ10及び格子として表されている、画像化される目的の領域20の一実施態様を例示している。プローブ10は、「n」、「j」、及び「k」（本明細書では簡略化して参照符号Ln、Lj、及びLkで示すこともある）と付された3つ送信開口を有し得る左トランスデューサアレイ12を備えて示されている。右トランスデューサアレイ14も、「n」、「j」、及び「k」（本明細書では簡略化して参照符号Rn、Rj、及びRkで示すこともある）と付された3つ送信開口を有し得る。左トランスデューサアレイ12の一部又は全ての素子は、左受信開口13として指定することもできる。同様に、右トランスデューサアレイ14の一部又は全ての素子は、右受信開口15として指定することもできる。これらの左アレイ及び右アレイに加えて、多数開口超音波プローブ10は、中心トランスデューサアレイ16を備えることができ、該トランスデューサアレイ16は、「n」、「j」、及び「k」（本明細書では簡略化して参照符号Cn、Cj、及びCkで示すこともある）と付された3つ送信開口を備えることができる。中心トランスデューサアレイ16の一部又は全ての素子は、中心受信開口17として指定することもできる。3つの開口はそれぞれ、1次元、2次元、又は3次元において、互いに離間させることができる任意の数のトランスデューサ素子を含み得ることを理解されたい。

20

30

【0059】

他の実施態様では、その他の多数開口超音波イメージングプローブを、以下に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。

【0060】

一部の実施態様では、受信開口の幅は、散乱体から受信開口の各素子までのどの経路でも音速が同じであるという仮定によって限定することができる。十分に狭い受信開口では、この仮定の単純化は許容範囲である。しかしながら、受信開口の幅が広くなると、変曲点に達し（本明細書では「最大コヒーレント開口幅」、「最大コヒーレント幅」、又は「コヒーレント幅」と呼ばれる）、エコーの戻り経路が、音速が異なる様々な種類の組織を通過しなければならない。この差異が180度に達する位相シフトとなると、最大コヒーレント受信開口幅を超える追加の受信素子は、画像を向上させるのではなく、実際には画像を劣化させることになる。

40

【0061】

従って、最大コヒーレント幅よりも広い全開口幅を有する広幅プローブを使用するために、全プローブ幅を、多数の開口に物理的又は理論的に分割することができ、分割される

50

各開口は、意図するイメージングの適用例の最大コヒーレント開口幅よりも狭い幅に限定して、受信信号の位相相殺を回避する十分に小さい大きさにすることができる。最大コヒーレント幅は、患者によって、及び同じ患者でもプローブ位置によって異なり得る。一部の実施態様では、所与のイメージング計画に妥当な幅を決定することができる。他の実施態様では、多数開口超音波イメージング制御システムを、動的アルゴリズムを用いて構成して、多数開口の利用可能な素子を、著しい位相相殺を回避するために十分に小さい群にさらに分割することができる。

【0062】

一部の実施態様では、最大コヒーレント幅よりも狭い幅の開口に素子をグループ分けするときに、さらなるデザインの制約を満たすことが困難になる、又は不可能になるであろう。例えば、非常に狭い領域に対して物質の種類が多すぎると、最大コヒーレント幅よりも十分に小さい開口を形成することは実現困難であろう。同様に、システムが、かなりの深さで非常に小さい標的を画像化するようにデザインされると、最大コヒーレント幅よりも幅の広い開口が必要になり得る。このような場合、最大コヒーレント幅よりも幅の広い受信開口は、異なる経路に沿った音速の差異を考慮するためにさらなる調整又は補正を行うことができるようにすることにより達成することができる。このような音速の調整の一部の例が本明細書に記載されているが、他の方法も知られている。

【0063】

(画像層の組み合わせ)

上記説明されたように、多数の画像層を組み合わせ、最終組み合わせ画像の全体の質を改善することができる。一部の実施態様では、画像層の数は、受信開口の数と送信開口の数との積とすることができる(この場合、「送信開口」は、1つの送信素子又は一群の送信素子とすることができる)。他の実施態様では、同じピングイメージングプロセスも、1つの受信開口を用いて行うことができる。一部の実施態様では、ある画像層の組み合わせは、ビーム形成の前に行うことができる。このような実施態様では、エコーの2つ以上のセットを(以下に説明されるように)コヒーレント又はインコヒーレントに組み合わせることができ、ビーム形成プロセスは、このような組み合わせの結果を使用して行うことができる。このようなビーム形成前の画像層の組み合わせを使用して、共通の受信開口の多数の素子によって受信されたエコーから形成することができるサブ画像に対応するエコーデータを組み合わせることができる。あるいは、このようなビーム形成前の画像層の組み合わせを使用して、1つの受信素子によって受信される同相及び直角位相エコーデータから形成することができるサブ画像に対応するエコーデータを組み合わせることができる。

【0064】

図1に関連した一実施態様では、第1の画像層(例えば、格子20の全て点を表す、又は格子20の一部のみを表す)は、第1のピングを第1の送信開口 L_n から送信し、左受信開口13の素子で該第1のピングのエコーを受信し、そして左受信開口13の各素子によって受信されるエコーから形成されるサブ画像を組み合わせることによって形成することができる。一部の実施態様では、サブ画像をコヒーレントに組み合わせ、画像層を形成することができる。第2の画像層は、右受信開口15の素子で受信する第1のピングのエコーから同様に形成することができる。第3及び第4の画像層は、第2の送信開口 L_j から第2のピングを送信し、そして左受信開口13の素子及び右受信開口15の素子で第2のピングのエコーを受信することによって同様に形成することができる。一部の実施態様では、次いで、4つ全ての画像層を組み合わせ、1つの時間領域画像フレームを形成することができる。他の実施態様では、1つの時間領域画像フレームは、任意の数の受信開口で受信するエコー及び/又は任意の数の送信開口によって送信される任意の数のピングから得ることができる。次いで、時間領域画像フレームを、連続動画としてディスプレイ画面上に連続的に表示することができる。静止画も、任意の上記の技術を用いて画像層を組み合わせることによって形成することができる。

【0065】

10

20

30

40

50

ディスプレイ画面及び該ディスプレイ画面上に表示される画像は、一般に、画素の格子に分割することができる。場合によっては、画素は、ディスプレイ画面の最も小さい個々に制御可能な領域である。画像画素と表示画素との間の関係は、一般に、当分野で十分に理解されるため、本明細書では説明しない。ここでの説明のために、図面に示されている格子20の正方形のます目を画素と呼ぶことにする。本明細書の多くの実施態様では、画素の群をまとめて、共通の群として取り扱うことができる。従って、「画素」という語の使用は、どの特定のサイズにも限定されるものではなく、画像の離散セクションを説明するための便利な語として使用される。

【0066】

特段の記載がない限り、図1の格子20は、表示画素の格子、及び画像化される物体の目的の領域（「ROI」）内の対応する点の格子を同時に表している。「ROI点」という語は、本明細書では、プローブに対して固定位置でスキャン平面（又は3Dスキャン体積）内の点を説明するために使用される。以下の説明から明らかになるように、ROI点は、必ずしも常に画素位置に直接関連するものではない。例えば、画像が、小さい領域30を表すために「ズームイン」すると、表示画素の格子20は、目的の領域のズーム領域30内の点のみに対応することになる。しかしながら、どのズームレベルでも、所与の画像画素によって表されるROI点の物理的な位置を高精度で（プローブに対して）決定することができる。

10

【0067】

点源送信イメージング技術を用いる多数開口プローブでは、各画像画素は、受信エコーデータをビーム形成して、多数の送信開口のそれぞれから送信され、多数の受信開口のそれぞれで受信されるエコーからの情報を組み合わせることによって構築することができる。ピングベース多数開口イメージングの一部の実施態様では、受信ビーム形成は、検査される物体の散乱体によって戻され、受信トランスデューサ素子によって受信される時間遅延エコーを加算することによって再構成画像の画素を形成することを含み得る。このようなエコーに対応する時間遅延は、プローブ素子の幾何学的形状に基づいた画素位置（即ち、各素子の共通座標系に対する位置）及び画像化される媒体を通る音速の仮定値に相関し得る。重要な検討事項は、加算がコヒーレント（位相感受性）であるか、又はインコヒーレント（位相情報を考慮しない、信号の大きさの加算）であるかである。一般に、共通の受信開口にグループ分けされる2つ以上の個々の受信素子によって受信されるエコーから形成されるサブ画像は、コヒーレント加算を用いて組み合わせることができる。

20

30

【0068】

多数の送信ピングから得られる画像層の加算は、コヒーレント加算、インコヒーレント加算、又はこれらの組み合わせによって達成することができる。コヒーレント加算（大きさの加算中に位相情報を保持する）は、方位分解能を最大化する傾向にある一方、インコヒーレント加算（位相情報を考慮しないで、信号の大きさを加算する）は、スペックルノイズを低減すると共に、画像化される媒体を通る音速のわずかな変動によって引き起こされ得る画像層の不整合誤差の影響を最小限にする傾向にある。各画像層がそれ自体の独立したスペックルパターンを形成する傾向にあるため、スペックルノイズは、インコヒーレント加算によって減少し、該パターンのインコヒーレントな加算は、これらのスペックルパターンを平均化する効果を有する；一方、パターンがコヒーレントに加算されると、1つの強いスペックルパターンが生じるだけである。

40

【0069】

音速の変動は、波長の僅か半分の遅延をもたらす音速の変動を伴う2つの画素のコヒーレントな加算は破壊的な位相相殺をもたらし得るが；これらの画素がインコヒーレントに加算されると、同等又はそれ以上の遅延でも、画像層の歪みがほんの僅かであるため、インコヒーレント加算によって許容される。このような画像層の加算は、最終画像のある程度の平滑化をもたらす（一部の実施態様では、このような平滑化は、画像をより見やすくするために意図的に加えることができる）。

【0070】

画像層の組み合わせを、コヒーレント加算かインコヒーレント加算かの決定を行うこと

50

ができるように3つの画像層のレベルについて説明することができる。これらの3つのケースは、第1のレベルの画像層、第2のレベルの画像層、及び第3のレベルの画像層を含む。

(1) 第1のレベルの画像層は、1つの送信開口からの1つのピングから得られる1つの受信開口で受信するエコーから形成することができる。1つのピングと1つの受信開口とのユニークな組み合わせの場合は、受信開口の全ての受信素子によって受信されるエコーからのサブ画像を加算して、第1のレベルの画像層を得ることができる。(2) 1つの受信開口で受信される多数の送信ピング(同じ又は異なる送信開口からの)のエコーから得られる多数の第1のレベルの画像層を一緒に加算して、第2のレベルの画像層を形成することができる。第2のレベルの画像層は、整合又は他の画像の特性を改善する追加処理によってさらに改善することができる。(3) 第3のレベルの画像は、多数の様々な受信開口からのデータで形成される第2のレベルの画像層を組み合わせることによって得ることができる。一部の実施態様では、第3のレベルの画像は、連続時間領域フレームとして表示して動画を形成することができる。

10

【0071】

3つ全ての画像層のレベルにおいて、プローブ素子のジオメトリが所望の精度であることが分かっている、全ての経路に亘って実質的に一定の音速であるという仮定が有効である場合は、コヒーレント加算は、多数開口システムの最大の方角分解能を実現し得る。同様に、全ての画像層のレベルにおいて、インコヒーレント加算は、スペckルノイズの最適な平均化を実現し、かつ画像化される媒体を通る音速の僅かな変動を許容する。

20

【0072】

一部の実施態様では、コヒーレント加算は、位相相殺が問題となる可能性が低い開口から得られる画像層を組み合わせるために使用することができ、一方、インコヒーレント加算は、位相相殺が問題を発生させる可能性が高い場合、例えば、2つの受信開口の全開口が所要のイメージングの適用例のコヒーレント幅を超えるようにするのに十分な距離だけ離間した異なる受信開口で受信されるエコーから形成される画像を組み合わせる場合に使用することができる。

【0073】

一部の実施態様では、全ての第1のレベルの画像は、使用される受信開口が最大コヒーレント開口幅よりも狭い幅を有するように選択されると仮定して、コヒーレント加算を用いることによって形成することができる。第2及び第3のレベルの画像層の場合は、コヒーレント加算とインコヒーレント加算の多数の組み合わせが可能である。例えば、一部の実施態様では、第2のレベル画像層は、寄与する第1のレベルの画像層のコヒーレント加算によって形成することができ、一方、第3のレベルの画像層は、寄与する第2のレベルの画像層のインコヒーレント加算によって形成することができる。

30

【0074】

他の実施態様では、コヒーレント加算とインコヒーレント加算の組み合わせを用いて様々なアルゴリズムのいずれかによって画像層を組み合わせることが望ましいであろう。一部の実施態様では、画像制御システムは、特定のイメージング用途用にデザインすることができる複数の選択可能な事前プログラム加算アルゴリズムを保存するように構成することができる。一部の実施態様では、このような保存された加算アルゴリズムは、例えば、手動ユーザーインターフェイス制御装置を操作することによって手動で選択可能とすることができる。あるいは、このような保存された加算アルゴリズムは、制御システムに利用可能な他のデータ又は情報に基づいて自動的に選択可能とすることができる。

40

【0075】

例えば、一部の実施態様では、代替のアルゴリズムは、第2のレベル及び第3のレベルの画像層の全てを、コヒーレント加算によって形成することを含み得る。別の実施態様では、第2のレベル及び/又は第3のレベルの画像層の全てを、インコヒーレント加算によって形成することができる。さらなる実施態様では、第2のレベルの画像の選択された組み合わせのみをコヒーレントに組み合わせ、第3のレベルの画像を形成することができる。他の実施態様では、第1のレベルの画像層の選択された組み合わせのみをコヒーレントに組

50

み合わせて第2のレベルの画像層を形成することができる。

【0076】

一部の実施態様では、第1のレベルの画像層は、各受信開口素子の同相及び直角位相のエコーデータを加算する（即ち、各エコーに4分の1波長遅延したエコーを加算する）ことによって形成することもできる。殆どの実施態様では、1つの受信開口の素子によって受信されるエコーは、典型的にはコヒーレントに組み合わせられる。一部の実施態様では、受信開口の数及び/又は各受信開口のサイズを、画質測定基準、例えば、方位分解能、音速の変動の許容範囲、スペckルノイズの低減などのある所望の組み合わせを最大にするために変更することができる。一部の実施態様では、このような代替の素子を開口にグループ分けする構成は、使用者によって選択可能であり得る。他の実施態様では、このような構成は、イメージングシステムによって自動的に選択又は形成することができる。

10

【0077】

（任意のレベルの）画像層が、サブ画像又は低レベルからの画像層のインコヒーレント加算によって形成されると、低レベル画像及び組み合わせ画像層からの全ての位相情報が永遠に失われる。従って、インコヒーレント加算によって形成された画像層を用いるどの後続の画像層も、それら自体がインコヒーレントに組み合わせる必要がある。従って、一部の実施態様では、位相情報は、画像層組み合わせプロセスで望まれる限り保持することができる。

【0078】

上述のように、平均音速値は、典型的には、送信時間と受信時間との間の時間遅延に基づいて目的の領域内の特定の点の位置及び対応する画素を決定するためにビーム形成中に仮定する。人間の軟組織では、音速は、典型的には約1540 m/秒と仮定される。しかしながら、音速は、患者によって、及び同じ患者でも軟組織の種類によって10%以上も変動することが知られている。仮定の音速値と特定の散乱体の経路の実際の音速値との間の差異は、ビーム形成中に一時的な誤差を生じさせ、これにより画像がぼやけることがある。従って、一部の実施態様では、多数開口超音波イメージングシステムは、一部又は全ての散乱体の経路に対する仮定の音速値の自動調整及び/又は手動調整を可能にするように構成することができる。

20

【0079】

一部の実施態様では、多数開口イメージングシステムは、全ての散乱体の経路（即ち、送信開口と受信開口の全ての組み合わせ）のビーム形成に使用される仮定の音速値を増減させる「粗」音速調整装置を備えることができる。場合によっては、このような調整装置は、単一開口超音波イメージングシステムに設けることもできる。粗音速調整装置は、システムが使用者に許容可能な結果を出すまで超音波検査者又は他の使用者が仮定の音速値を直接増減できるように手動（例えば、ダイヤル、スライダ、又はその他の物理的もしくは仮想上のユーザーインターフェイス装置）とすることができる。他の実施態様では、「粗」音速調整装置は、イメージング制御システムによって自動的に制御することができる。従って、粗音速調整装置は、全ての画像層に対して1回の調整を行うことができる。

30

【0080】

「微」音速調整装置の様々な実施態様も提供することができる。一部の実施態様では、微音速調整装置は、1つの受信開口に対して仮定の音速値を調整するように構成することができる。他の実施態様では、微音速調整装置は、1つの送信開口に対して仮定の音速値を調整するように構成することができる。さらなる実施態様では、微音速調整装置は、送信開口と受信開口の1つ以上の特定の組み合わせに対して仮定の音速値を調整するように構成することができる。従って、微音速制御装置は、特定の第1のレベル又は第2のレベルの画像層に対して効果的に調整を行うように構成することができる。粗音速調整装置と同様に、微音速調整装置は、手動、自動、又はこれらの組み合わせとすることができる。

40

【0081】

一部の実施態様では、粗音速調整は、使用者が手動で行うことができ、微音速調整は、超音波イメージング制御システムによって自動的に行うことができる。他の実施態様では

50

、粗音速調整及び微音速調整は共に、自動的に制御することができる。一部の実施態様では、超音波イメージング制御システムは、得られる画像（又は複数の画像）の所望の画質測定基準（例えば、縁又は点の鮮明さ、最大コントラスト、最大ダイナミックレンジなど）が閾値を超えるまで、様々な粗音速値及び/又は微音速値を評価するように構成することができる。あるいは、その他の「自動焦点」アルゴリズムを適用して、画質測定基準が改善される、又は最適化されるまで音速値を調整することができる。例えば、様々な誤差を最小限にする任意の最適化プロセスを使用することができる。

【0082】

（生データメモリアーキテクチャを備えた超音波システム）

図3は、超音波イメージングシステムの一部の実施態様に含めることができる構成要素を例示するブロック図である。図3のブロック図は、いくつかのサブシステム：送信制御サブシステム204、プローブサブシステム202、受信サブシステム210、画像形成サブシステム230、及びビデオサブシステム240を含む。ほとんどの超音波システムとは異なり、図3のシステムは、後に取り出して処理するためにビーム形成されていない生エコーデータを保存するように構成されたメモリ装置を提供する。

10

【0083】

本明細書で使用される「エコーデータ」、「生エコーデータ」、及び「生データ」という熟語は、ビーム形成の前に任意の処理レベルで受信超音波エコーを表す保存されたエコー情報（RXデータ）を指すこともある。様々な実施態様では、受信エコーデータは、きれいなアナログエコー信号が完全に処理されたデジタル画像又はさらにはデジタルビデオになるまでの様々な段階で保存することができる。例えば、きれいな生のアナログ信号は、アナログ記録媒体、例えば、アナログ磁気テープを用いて保存することができる。僅かに高いレベルの処理で、デジタルデータを、アナログ信号がアナログ/デジタル変換器を通過した直後に保存することができる。さらなる増分処理、例えば、バンドパスフィルタリング、補間、ダウンサンプリング、アップサンプリング、他のフィルタリングなどをデジタルエコーデータに対して行って、「生」出力データを、このような追加のフィルタリング又は処理ステップの後で保存することができる。次いで、このような生データをビーム形成して各受信エコーの画素位置を決定し、これにより画像を形成することができる。個々の静止画をフレームとして組み合わせて動画ビデオを作成することができる。本明細書で説明されるシステム及び方法の一部の実施態様では、ほんの少しの処理を行った後（例えば、デジタルエコーデータのあるフィルタリング及び調整の後であるが、一切のビーム形成又は画像処理を行う前）にデジタルエコーデータを保存することが望ましいであろう。一部の超音波システムは、ビーム形成されたエコーデータ又は完全に処理された画像データを保存する。

20

30

【0084】

受信エコーデータに加えて、エコーデータの特定のセットを生成した1つ以上の超音波送信信号についての情報を保存することも望ましいであろう。例えば、上記説明された多数開口ピング超音波法で画像化する場合、エコーの特定のセットを生成した送信ピングについての情報を知ることが望ましい。このような情報は、1つ以上の送信素子の識別及び/又は位置、並びに送信超音波信号の周波数、振幅（大きさ）、パルス長（継続期間）、波形（形状）、又は該信号を表す他の情報を含み得る。送信データは、本明細書ではまとめて「TXデータ」と呼ぶこともある。一部の実施態様では、このようなTXデータは、生エコーデータが保存される同じ生データメモリ装置に明示的に保存することができる。例えば、送信信号を表すTXデータは、送信信号によって生エコーデータのセットが生成される前はヘッダーとして、生エコーデータのセットが生成された後はフッターとして保存することができる。他の実施態様では、TXデータは、ビーム形成プロセスを行っているシステムもアクセス可能な別個のメモリ装置に明示的に保存することができる。送信データが明示的に保存される実施態様では、「生エコーデータ」又は「生データ」という熟語は、このように明示的に保存されたTXデータも含み得る。

40

【0085】

50

TXデータは、黙示的に保存することもできる。例えば、イメージングシステムが、矛盾しない又は既知の順序で矛盾なく定義された超音波信号（例えば、矛盾しない振幅、波形、周波数、パルス長など）を送信するように構成されている場合は、ビーム形成プロセス中にこのような情報を仮定することができる。このような場合、エコーデータに関連させる必要がある情報は、送信トランスデューサ（複数可）の位置（又は識別）のみである。一部の実施態様では、このような情報は、生データメモリ内の生エコーデータの編成に基づいて黙示的に保存し、取り出すことができる。

【0086】

例えば、システムは、各ピングの後に一定数のエコー記録を保存するように構成することができる。このような実施態様では、第1のピングからのエコーを、メモリ位置0～「n」（「n」は各ピングについて保存される記録数）で保存することができ、第2のピングからのエコーを、メモリ位置n+1～2n+1に保存することができる。他の実施態様では、1つ以上の空の記録又は特別に符号化された記録を、エコーのセット間に残すことができる。一部の実施態様では、受信エコーデータは、送信ピングと受信エコーデータ点（又はエコーの群）との間の関係を暗示するために、様々なメモリインターリーピング技術を用いて保存することができる。一般に、1つの受信素子によって受信される1つの送信ピングのエコーに対応するエコー記録の集合体は、本明細書では1つの「エコーストリング」と呼ばれることもある。完全なエコーストリングは、受信素子によって受信される1つのピングの全てのエコーを指すことができ、部分ストリングは、受信素子によって受信される1つのピングの全てのエコーのサブセットを指し得る。

10

20

【0087】

同様に、仮定データが、矛盾しない既知のサンプリングレートでサンプリングされるとすると、各エコーデータ点が受信された時間は、メモリ内のそのデータ点の位置から推測することができる。一部の実施態様では、同じ技術を使用して、多数の受信チャンネルからのデータを1つの生データメモリ装置に黙示的に保存することもできる。

【0088】

他の実施態様では、エコーデータを取り出すシステムが、どのエコー信号がどの受信トランスデューサ素子及び送信ピングに対応するかを決定できるとすると、生データメモリ装置220に保存された生エコーデータを、所望に応じて任意の構造にすることができる。一部の実施態様では、各受信トランスデューサ素子の位置を表す位置データを、その同じ素子によって受信されるエコーデータに関連付けることができる情報と共に校正メモリ装置238に保存することができる。同様に、各送信トランスデューサ素子の位置を表す位置データを、各送信ピングを表すTXデータに関連付けることができる情報と共に校正メモリ装置238に保存することができる。

30

【0089】

一部の実施態様では、生データメモリ装置220内の各エコーストリングは、エコーを受信した受信トランスデューサ素子の位置を表す位置データ、及びエコーを生成するピングを送信した送信開口の1つ以上の送信素子の位置を表すデータに関連付けることができる。各エコーストリングも、送信ピングの特徴を表すTXデータに関連付けることができる。このような関連付けは、任意の適切なデータ構造を用いて行うことができる。

40

【0090】

図3に示されているように、超音波イメージングシステム200は、複数の個々の超音波トランスデューサ素子を含み得る超音波プローブ202を備えることができ、これらの超音波トランスデューサ素子の一部を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、任意の数の超音波トランスデューサアレイをあらゆる所望の構成で備え得る。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。

【0091】

50

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。ピングベースイメージングシステムでは、超音波信号は、領域を可能な限り幅広く超音波照射するように選択された特性を有する区別できる非集束ピングとして送信することができる。従って、各送信ピングの特徴は制御することができる。このような特徴として、周波数、振幅、パルス長、及び波形（形状）などを挙げることができる。一部の実施態様では、イメージングセッション中に送信される全てのピングは、実質的に同じ特徴を有することができるが、一部を、異なる送信開口から送信することができる。一部の実施態様では、

【0092】

一部の実施態様では、ピング繰り返し周波数（即ち、単位時間当たりの送信ピング数）が往復移動時間（即ち、超音波が、送信トランスデューサから、該トランスデューサから所望の距離にある反射体まで移動するのに必要な時間に、エコーが反射体から同じ又は異なる経路に沿って受信トランスデューサに戻る時間を加えた値）の逆数に等しい場合に、ピングベースイメージング技術を用いるイメージングシステムの最大フレームレートに達し得る。

10

【0093】

一部の実施態様では、第1のピングの全てのエコーが受信される前に第2のピングを送信することが望ましく、このようなケースは、「重複ピング」と呼ぶことができる。重複ピングの送信は、イメージング、例えば、ドップラーイメージング又は非常に高いフレームレートのイメージングの場合に望ましく、このようなイメージングでは、通常なら可能である、画像化される媒体中の音波の往復移動時間よりも速いピング繰り返し率（単位時間当たりの送信ピング数）に達するのが望ましいであろう。一部の実施態様では、重複ピングは、符号化励起又は他の方法を用いて互いに区別することができる。例えば、イメージングシステムが第1のピングからのエコーと第2のピングからのエコーを正確に区別するのを可能にする特徴を伴って第1及び第2のピングが送信される場合は、該第2のピングを、該第1のピングからの全てのエコーが受信される前に送信することができる。いくつかの符号化励起技術が当業者に公知であり、そのいずれかを、点源多数開口イメージングプローブと共に使用することができる。例えば、ピングは、第1のピングを第1の周波数で送信し、第2のピングを（より低い又は高い）第2の周波数で送信することによって符号化される周波数とすることができる。次いで、このようなピングのエコーを、第1のピングのエコーと第2のピングのエコーとを分離するために第1の周波数及び第2の周波数を取り出すように調整された周波数バンドパスフィルタで受信エコーを処理することによって区別することができる。

20

30

【0094】

送信された信号のエコーを受信すると、プローブ素子が、受信した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をプローブ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含むことができ、これらの各チャンネルは、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を備え得る。

【0095】

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、図示されていない様々な種類のデータコンディショナ（data conditioner）及び/又はデジタルフィルタ（例えば、有限インパルス応答（FIR）及び/又は無限インパルス応答（IIR）フィルタ、実係数及び/又は複素係数フィルタや、1つ以上の中心周波数、通過帯域幅、阻止帯域ロールオフ率などを有するローパス、バンドパス、及び/又はハイパスフィルタ）も含み得る。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は、共通の受信チャンネルを共有することができる。さらに他の実施態様では、1つのトランスデ

40

50

ユーサ素子は、2つ以上の受信チャネルを使用することができ、その出力を、2つ以上の別個の記録セットとして生データメモリに保存することができる。例えば、生データメモリは、1つの受信素子に関連した、重複期間を表す2つ以上の異なるエコーストリングを含み得る。

【0096】

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、信号がアナログデジタル変換装置214 (ADC) を通過する前に特定のフィルタリングプロセスを行うことができる。ADC 214は、受信アナログ信号を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。ほとんどの超音波システムとは異なり、図3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、それぞれの受信素子で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。

10

【0097】

収集したデジタルサンプルを画像に変換するために、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、エコーデータをビーム形成することによって画像層を形成することができるビーム形成ブロック232、及び所望のアルゴリズムに従って画像層を組み合わせることができる画像層組み合わせ (「ILC」) ブロック234を含み得る。一部の実施態様では、ビームフォーマ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位置することができる。

20

【0098】

一部の実施態様では、画像形成ブロック230を通過した後に、画像データを、ビーム形成されて (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画像バッファメモリ236に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は、画像バッファメモリから画像フレームを取り出し、画像を処理してビデオストリームにすることができ、該ビデオストリームを、ビデオディスプレイ244に表示し、かつ/又は、例えば、当分野で「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。画像プロセッサは、実際の表示又は保存の前に静止画及び/又は動画に対して1つ以上の調整又は情報のオーバーレイ操作、例えば、平均もしくはガウシアンフィルタリング、アンシャープマスキングもしくはエッジ検出、メジアンもしくはゴマ塩フィルタリング (salt-and-pepper filtering)、複数フレーム平均化 (当分野では持続的平均化 (persistence averaging) とも呼ばれる)、データアノテーションなどを行うことができる。

30

【0099】

一部の実施態様では、送信制御装置204は、非集束超音波ピングを所望のイメージングアルゴリズムに従って選択された送信開口から所望の周波数及び時間間隔で送信するためにプローブ202の送信素子を制御するためのアナログとデジタルの構成要素の任意の組み合わせを含み得る。一部の実施態様では、送信制御装置204は、様々な超音波周波数、振幅、パルス長、波形などで超音波ピングを送信するように構成することができる。(全てではないが) 一部の実施態様では、送信制御装置は、フェーズドアレイとして動作するように構成することもでき、集束 (即ち、送信ビーム形成された) 超音波スキャンラインビームを送信する。

40

【0100】

一部の実施態様では、AFE 212は、アナログ信号がアナログデジタル変換装置を通過する前に、受信したアナログ信号に対して様々な増幅及びフィルタリングプロセスを行うように構成することができる。例えば、AFE 212は、増幅器、例えば、低雑音増幅器 (LNA)

50

、可変利得増幅器（VGA）、バンドパスフィルタ、及び/又は他の増幅もしくはフィルタリング装置を備え得る。一部の実施態様では、AFE装置212は、トリガー信号を受信するとアナログ信号をADC 214に送り始めるように構成することができる。他の実施態様では、AFE装置は、自走（free running）とし、アナログ信号をADCに連続的に送ることができる。

【0101】

一部の実施態様では、各アナログデジタル変換器214は、一般に、ある一貫した所定のサンプリングレートで受信アナログ信号をサンプリングするように構成された任意の装置を備え得る。例えば、一部の実施態様では、アナログデジタル変換器は、25 MHzで時変アナログ信号のデジタルサンプルを記録する、即ち、1秒当たり2500万サンプル又は40ナノ秒に1サンプルを記録するように構成することができる。従って、ADCによってサンプリングされるデータは、データ点のリストを単純に含むことができ、これらの各点は、特定の瞬時における信号値に対応し得る。一部の実施態様では、ADC 214は、トリガー信号を受信するとアナログ信号をデジタルサンプリングし始めるように構成することができる。他の実施態様では、ADC装置は、自走とし、受信アナログ信号を連続的にサンプリングすることができる。

10

【0102】

一部の実施態様では、生データメモリ装置220は、任意の適切な揮発性又は不揮発性デジタルメモリ記憶装置を含み得る。一部の実施態様では、生データメモリ220は、生デジタル超音波データを有線又は無線ネットワークを介して外部装置に送信するための通信用電子機器も含み得る。このような場合、送信された生エコーデータを、任意の所望の形式で外部装置に保存することができる。他の実施態様では、生データメモリ220は、揮発性メモリと不揮発性メモリと通信用電子機器との組み合わせを含み得る。

20

【0103】

一部の実施態様では、生データメモリ装置220は、一時（揮発性又は不揮発性）メモリセクション、及び長期不揮発性メモリセクションを含み得る。このような実施態様の一例では、一時メモリは、ビームフォーマが、ADCによってサポートされるフルレートでデータに対応できるほど迅速に動作できない場合は、該ADCと該ビームフォーマとの間のバッファとして機能し得る。

【0104】

一部の実施態様では、長期不揮発性メモリ装置は、一時メモリ装置から、又はADCから直接的にデータを受け取るように構成することができる。このような長期メモリ装置は、後の処理、分析、又は外部装置への送信のために大量の生エコーデータを保存するように構成することができる。

30

【0105】

一部の実施態様では、生データメモリのデータ量は、デジタルサンプリングレート、各データサンプルのサイズ（ビット又はバイト単位）、適用される任意のデータの圧縮、及び他の因子によって決まる。従って、一例として、約16 GBの容量を有するメモリ装置は、（例えば、25 MHzのデータサンプリングレート、1サンプル当たり16ビット、128の受信チャンネル、1フレーム当たり32ピング、及び1秒当たり40フレームで）約6秒のリアルタイム表示に対応する生エコーデータを保存することができる。他の実施態様では、より短い又は長い期間を表すデータを、同じ容量のメモリに保存することができる。

40

【0106】

一部の実施態様では、ビーム形成ブロック232及び画像層組み合わせブロック234はそれぞれ、（例えば、以下に説明されるように）特定のプロセスを行うように構成された任意のデジタル信号処理及び/又は計算構成要素を含み得る。例えば、様々な実施態様では、ビーム形成232及び画像層組み合わせ234は、GPUもしくは他の計算アクセラレータ上で実行されるソフトウェアによって、又はFPGAアーキテクチャ上で実行されるファームウェアによって行うことができる。様々な実施態様では、共通の受信開口の素子からのサブ画像を組み合わせ第1のレベルの画像層を形成する一部又は全てのステップは、ビーム形成ブロック232及び画像層組み合わせブロックの一方又は両方によって行うことができる。

50

【0107】

一部の実施態様では、ビデオプロセッサ242は、表示及び/又は保存のために画像フレームを集めてビデオストリームにするように構成することができる任意のビデオ処理ハードウェア、ファームウェア、及びソフトウェアの構成要素を備え得る。

【0108】

リアルタイム表示及び生エコーデータの収集の開始

図3のブロック図及び図5の工程系統図を参照して、生エコーデータを収集して記録するためのプロセス500の一実施態様を以下に説明する。まず、送信制御装置204は、プローブ202の1つ以上の送信素子が超音波ピング502を送信するように指示することができる。一部の実施態様では、送信制御装置204は、送信ピングについてのデジタルデータ（例えば、ピングに使用される各送信素子の識別、ピングの大きさ、ピングの継続期間、送信超音波信号の周波数及び特定の波形、又は他のデータ）を生データメモリ220に明示的に伝達することもできる504。ピング信号が送信された直後（又は送信される前）に、プローブ202の受信トランスデューサ素子が、エコーの受信及び対応するアナログ信号の生成を開始することができる。一部の実施態様では、受信データを収集するまで一定時間が経過するのを待つのが望ましいであろう。このような実施態様では、「収集開始」信号を、このような一定時間が経過した後AFE 212及び/又はADC 214に送信することができる。このような一定時間は、画像化される物体内の所望の深さ範囲からエコーデータのみを収集するように選択することができる。

【0109】

ピングトリガーを受信すると506、AFE 212は、受信したアナログエコー信号の増幅及び/又はフィルタリングを開始することができる。次いで、これらのアナログエコー信号がADC 214に送信される。次いで、ADC 214は、一定間隔でアナログ信号をサンプリングすることができる508（例えば、一部の実施態様では25 MHzであるが、因子、例えば、送信ピングの周波数、補間器及びビームフォーマの性能及び精度、並びに周波数のエイリアシングを回避するために少なくともナイキストで定義された低い最小サンプリングレートを維持する必要性によって25 MHzよりも高い又は低いレートである）。従って、各サンプリング点で、ADCは、信号の大きさ及びタイムスタンプ入力を含むデジタル記録を生成することができる。次いで、このデジタル記録のストリームを、各サンプリングされたデータ点について生データメモリ202に記録することができる510。一部の実施態様では、各データ点を、画像形成ブロック230に送ることもできる512。一部の実施態様では、ADC 214は、定数のデータ点（例えば、図5で変数「Z」で表されている）を保存するように構成することができる。次いで、図5のプロセス500は、任意の数の送信開口からの任意の数のピングについて繰り返すことができる514。

【0110】

図3に点線250で示されているように、一部の実施態様では、デジタルエコーデータを、（場合によっては、データ調整ステップ、例えば、追加のフィルタリング、補間、ダウンサンプリング、アップサンプリングなどを行った後に）ADCからビームフォーマに直接送信ことができ、画像をビーム形成し、処理し、そして最小限の待ち時間で、実質的にリアルタイムで表示することができる。一部の実施態様では、このようなリアルタイム表示を達成するために、任意の様々な方法を使用して、画像の形成に必要な処理の量を低減することができる。例えば、様々なデータ整理法を使用して、使用者（例えば、音波検査者）がプローブの位置を変更する時とイメージングシステムによって表示される対応する変更を見る時との間の人間が知覚できる待ち時間を最小限にすることができる。

【0111】

図2の実施態様では、使用者は、画像化される体に対してプローブを動かしながら、制御パネル100の表示画面130の超音波画像を見ることができる。所望の視野を見つけたら、使用者は、超音波イメージング制御システムで「収集」プロセスを開始することができる。次いで、該システムは、ある量のデジタル生エコーデータを長期メモリ装置に記録することができる。一部の実施態様では、収集プロセスは、図2に例示されているような適切

に目的に合わせられたボタン110を押圧することによって開始することができる。他の実施態様では、収集プロセスは、別のユーザー対話型制御装置120、例えば、タッチセンサ式装置、ダイヤル、スライダ、網膜スキャナ、音声命令、キーボード、マウス、トラックパッド、タッチパッド、又はユーザー対話型制御装置の組み合わせによって開始することができる。一部の実施態様では、生エコーデータの収集は、ネットワーク接続を介して遠隔制御によって開始することができる。

【0112】

一部の実施態様では、超音波イメージングシステム200は、一時メモリ装置及び/又は長期メモリ装置（「循環バッファ」としても知られている）の一方又は両方に最新のX秒の生エコーデータを連続的に保存するように構成することができる。例えば、一部の実施態様では、生エコーデータが連続的に保存される時間Xの長さは、一時メモリ装置及び/又は長期メモリ装置の性能、並びに1秒の何分の1かの各生エコーデータを収集するために必要なメモリ空間によって決まり得る。従って、メモリ保存性能が、最新の6秒の生エコーデータを保存するのに十分である場合は、該システムは、最新の6秒のデータの連続的な保存を維持するために、古いデータを新しいデータと連続的に交換するように構成することができる。他の実施態様では、Xの値は、使用者の設定としても良いし、又は揮発性及び不揮発性メモリの全容量以下の所定時間としても良い。

10

【0113】

様々な実施態様では、「収集」プロセスは、遡及的に又は前もって開始することができる。例えば、一部の実施態様では、使用者は、（例えば、ユーザーインターフェイス対話によって）システムに指示して前のX秒のデータを保存することができる。あるいは、使用者は、システムに指示して次のX秒のデータを保存することができる。さらなる実施態様では、事後の生エコーデータと事前の（pre-active）生エコーデータとの組み合わせを収集して、生データメモリ装置に保存することができる。

20

【0114】

一部の実施態様では、生データメモリ装置220に保存された生エコーデータを取り出して、画像のリアルタイム又はほぼリアルタイムの表示のために処理することができる。他の実施態様では、リアルタイムでは見えない細部を見るために、生エコーデータを生データメモリ装置220から取り出して、スローモーション又はコマ落とし（例えば、低速度撮影）で再生するために処理することができる。

30

【0115】

例えば、一実施態様では、プローブの素子を、2つの受信開口と8つの送信開口に分割することができる。この実施態様の例では、1つの時間領域フレームを、8つの送信開口のそれぞれから送信され、第1及び第2の受信開口のそれぞれの素子で受信される8つのピングのエコーから形成することができる。従って、1つの時間領域フレームは、合計16の第2のレベルの画像層（各受信開口からの8つの第2のレベルの画像層）から構成することができる。あるいは、時間領域フレームの数を、（例えば、「スローモーション」ビデオを生成するために）少数の第2のレベルの画像（例えば、16ではなく8の第2のレベルの画像）の組み合わせから各時間領域フレームを形成することによって増加させることができる。逆に、時間領域フレームの数を、（例えば、「コマ落とし」ビデオを生成するために）多数の第2のレベルの画像（例えば、16ではなく32又は64の第2のレベルの画像）の組み合わせから各時間領域フレームを形成することによって減少させることができる。

40

【0116】

別の例では、プローブは、3つの受信開口及び16の送信開口に分割することができる。この実施態様の例では、1つの時間領域フレームを、16の送信開口のそれぞれから送信され、第1、第2、及び第3の受信開口のそれぞれの素子で受信される16のピングのエコーから形成することができる。従って、1つの時間領域フレームは、合計48の第2のレベルの画像層（各受信開口からの16の第2のレベルの画像層）から構成することができる。あるいは、時間領域フレームの数を、（例えば、「スローモーション」ビデオを生成するために）少数の第2のレベルの画像（例えば、48ではなく8又は24の第2のレベルの画像）の組み

50

合わせから各時間領域フレームを形成することによって増加させることができる。逆に、時間領域フレームの数を、（例えば、「コマ落とし」ビデオを生成するために）多数の第2のレベルの画像（例えば、48ではなく64又は96の第2のレベルの画像）の組み合わせから各時間領域フレームを形成することによって減少させることができる。

【0117】

他の実施態様では、一部の所望の処理ステップは、超音波イメージングシステムを用いた実際のリアルタイムイメージングセッションの時間及びハードウェアの制約の範囲内で利用できる処理時間又は計算能力よりも長い処理時間又は高い計算能力を必要とし得る。このような実施態様では、超音波システムの生データメモリ装置220に保存された生エコーデータを取り出して、後の画像の表示のために処理することができる。

10

【0118】

例えば、一部の実施態様では、患者が存在する超音波データ収集セッションの後に、エコーデータを再処理して、数時間、数日間、数週間、数か月間、さらには数年間表示することができる。一部の実施態様では、続く処理及び表示は、超音波エコーデータを収集するために使用されるシステムの完全に異なるハードウェア、ファームウェア、及び/又はソフトウェアで行うことができ、この処理は、例えば、モバイル機器、例えば、無線タブレット、スマートフォン、又は他のインターネット接続表示システムに配信される得られた画像を用いて、クラウドベースの分散システムでも行うことができる。加えて、新しい処理アルゴリズム及び発見的な可視化及び/又は最適化法が利用可能となったら、前に収集したデータを再処理してさらなる詳細を見ることができる。

20

【0119】

（外部記憶装置に収集する）

一部の実施態様では、上記説明されたように生データメモリ装置に収集されて保存された生エコーデータを、後に外部（例えば、バックアップ）メモリ記憶装置にコピー又は送信することができる。このようなデータ送信は、任意の利用可能な有線又は無線データ転送システム、例えば、ブルートゥース、IR/赤外線、USB、IEEE 1394ファイアワイヤ、Thunderbolt、又はイーサネット/イントラネット/インターネット（TCP/IP、FTPなど）などによって行うことができる。一部の実施態様では、データは、再処理、再ビーム形成、及び画像の観察のために超音波イメージングシステム（例えば、超音波照射及び生エコーデータの収集に使用される同じシステム、又は同様に構成された超音波イメージングシステム）に戻すことができる。他の実施態様では、パーソナルコンピュータを、専用の超音波イメージングシステムを使用しないで生エコーデータをビーム形成及び/又は処理するためのソフトウェア及び/又はハードウェアを用いて設定することができる。他の実施態様では、生エコーデータを、その他の適切に構成された計算装置又はシステム、例えば、タブレット又はスマートフォンのソフトウェアによってビーム形成し、処理し、そして表示することができる。他の実施態様では、生エコーデータを、画像データを遠隔処理することができるネットワークにアクセス可能なサーバにネットワークを介してアップロードすることができる。

30

【0120】

図4は、超音波データ収集及び送信装置260の一実施態様を例示し、該装置260は、生エコーデータを通信装置264及び有線又は無線ネットワーク266を介して遠隔イメージングシステム262に伝達するための最小限のハードウェア構成要素を備えるように構成することができる。図4の超音波データ収集装置260は、上記説明された送信制御装置204、AFE 212、及びADC 214を備え得る。あらゆるビーム形成又は画像処理の構成要素の代わりに、装置260は、生エコーデータをネットワーク266を介して遠隔システム262に送信するように構成された通信装置264を備え得る。遠隔システム262は、装置260によって収集された生エコーデータをビーム形成して処理するように構成されたハードウェア、ファームウェア、及びソフトウェアを備え得る。一部の実施態様では、通信装置は、生エコーデータをリアルタイムで遠隔システムに配信するように構成することができる。他の実施態様では、超音波データ収集装置260は、生エコーデータの短期保存のための内部メモリ装置220（例

40

50

えば、送信バッファとして)を備え得る。他の実施態様では、内部メモリ装置220は、生エコーデータを収集装置260内に長期保存するように構成することができる。例えば、一部の実施態様では、内部生データメモリ装置220は、取り外し可能なデータ記憶装置、例えば、SDカード、光学記憶装置(例えば、CDもしくはDVD)、又はその他の固体不揮発性デジタルメモリ装置を含み得る。

【0121】

例えば、一実施態様では、患者は、音波検査者を訪問し、該音波検査者が超音波検査を行い、その際に生エコーデータを収集して保存することができる。数時間後、数日後、又は数週間後に(即ち、セッション後の任意の時点、たとえ患者が姿を見せてから長期間経過した後でも)、医師が、パーソナルコンピュータ又はイメージングシステムを使用して検査セッション中に形成された画像を再検査することができる。一部の実施態様では、このような再検査は、生エコーデータにアクセスすることでのみ可能となるいくつかのプロセスを含み得る。このようなプロセスの例を以下に説明する。

10

【0122】

一部の実施態様では、イメージングセッションからの生データは、校正ファントムをイメージングしているときに収集される生エコーデータと共に保存することができる。ファントムのイメージングセッションの生エコーデータは、ビーム形成中に行われたトランスデューサ素子の位置の仮定を訂正することによって、イメージングセッションデータの後の校正に使用することができる。各トランスデューサ素子の位置を表す情報を、本出願者の先行出願に記載されている校正プロセスによって得ることができる。このような素子の位置データを校正メモリ装置220に保存することができ、該校正メモリ装置220は、他の電子機器と共に物理的に配置しても良いし、又はネットワークにアクセス可能な遠隔のサーバに配置しても良い。しかしながら、一部の実施態様では、素子の位置情報は、校正作業を行っている時と生超音波データを収集している時との間で変化し得る。例えば、プローブが、生エコーデータの収集セッションの前又は最中に落下する、損傷する、又は他の理由で変形することがある。一部の実施態様では、保存された生エコーデータを再処理する能力とは、生エコーデータが収集された後にプローブを実際に再校正することができ、かつ最新の素子の位置情報を用いてデータを再ビーム形成できることを意味する。他の実施態様では、生データメモリ装置に保存された生エコーデータを分析して、プローブが実際に校正ずれの状態であるかを決定することができる。

20

30

【0123】

(生エコーデータの再処理)

生データメモリを備える超音波イメージングシステムの一部の実施態様は、超音波イメージングの診断の有用性を劇的に拡張することができる多くのユニークなユーザーインタラクションを可能にし得る。イメージングセッション中に生エコーデータを収集して保存することにより、このような超音波イメージングシステムは、使用者が、基本的なビーム形成及び画像処理の設定を調整して、保存された生エコーデータのみを用いて劇的に改善された画像及び/又は代替の視野又は詳細を得ることを可能にする。

【0124】

一部の実施態様では、保存された生エコーデータを、該生エコーデータが収集されてから任意の時点で再ビーム形成することができる。上記説明されたように、ピング送信システムを用いる多数開口超音波イメージングに関連したビーム形成は、一般に、反射体と送信素子の位置と受信素子の位置との間の三角関係に基づいて各反射体の表示位置を決定するプロセスである。このような三角関係は、仮定の音速及び所与の反射体に対しての送信ピングと受信エコーとの間の時間間隔を用いる距離計算に基づいて決定される。従って、どの反射体の表示位置も、いくつかの因子によって決定することができ、それぞれの因子は、いくつかの他の因子に依存し得る。通常のリアルタイムイメージング中に、処理時間を制限するために、これらの因子の一部又は全てに対して一定の値を仮定することができる。処理時間が、リアルタイムで画像を表示する必要性によって制約されない場合は、ビーム形成の計算又は他の画像形成及び/又は画像処理ステップに関わる可変因子を、調整

40

50

又は最適化して画質をさらに改善することができる。従って、生エコーデータのタイムシフト再ビーム形成中に、潜在的な可変量、例えば、音速及び送信素子又は受信素子の位置を最適化して画質を改善することができる。

【0125】

超音波データを再ビーム形成する機能は、画像分解能を全く低下させることなく画像の所望の領域に「ズームイン」する改善された能力を向上させることもできる。これは、デジタル写真との類似性から理解することができる。多くのデジタルカメラは、「光学ズーム」機能と「デジタルズーム」機能を有する。「光学ズーム」は、物体をカメラに近づけ、これにより画像のサイズを大きくするという効果を与える。結果として、「光学的にズームされた」画像は、カメラの画像取込装置の全画素解像度から恩恵を受ける。一方、「デジタルズーム」は、単に画像を切り取って写っている画素のサイズを大きくし、これにより同じ「ズーム」の結果という効果を与えるが、各増分「デジタルズーム」ステップで画像の分解能を低下させてしまう。ほとんどの超音波イメージングシステムによって利用されている分解能低下「ズーム」プロセスとは対照的に、プレビームフォーマメモリ装置を備えた超音波イメージングシステムは、画像分解能を低下させずにズームする能力を実現することができる。元の画像よりも小さい領域にズームインして該領域内の超音波画像データを再ビーム形成する能力は、ビームフォーマが、全分解能画像を、画像の所望の「ズームイン」領域内の画像データのみから形成することができるため「光学ズーム」に類似している。

10

【0126】

多数開口ピンギ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、目的の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、各送信ピンギが全領域を照射し、受信開口が全領域からのエコーを受信するため真実である。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制限された焦点によってではなく、減衰及び信号対雑音因子によって主に限定され得る。結果として、全分解能画像は、同じセットの生エコーデータを用いて、目的の照射領域のどの部分からも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、ビーム形成されて表示されるべき目的の全超音波照射領域の一部を指す。従って、様々な実施態様では、画像ウィンドウは、ある画像ウィンドウから別の画像ウィンドウにズミング又はパニングすることによって変更することができる。一部の実施態様では、超音波照射領域内の多数の重複画像ウィンドウ又は非重複画像ウィンドウから同時画像を形成することができる。

20

30

【0127】

対照的に、フェーズドアレイ送信/受信イメージングシステムを用いると、焦点の合っている画像化された領域のみが、送信超音波信号が集束する深度領域内の領域である。結果として、このようなシステムは（たとえプレビームフォーマメモリを使用したとしても）、その能力が、リアルタイムイメージングセッション中に最初に表示された超音波照射領域以外の超音波照射領域の部分の画像を構築することに限定されている。さらに、このようなシステムの使用者が、「ズームイン」することによって表示される画像のサイズを大きくしたい場合は、システムは、典型的には、表示された画素間のギャップを埋めるための追加のサンプルデータがないため、これらの画素間にデータを補間する。

40

【0128】

例えば、典型的なイメージングセッション中に、多数開口ピンギメージングプロセスを用いる超音波システムの使用者は、全超音波照射領域の選択された部分の画像を表示するために、あらゆる所望の「ズーム」レベルの画像領域を選択することができる。一部の実施態様では、多数開口超音波プローブとほぼ同じ幅の領域のあらゆる部分からの生エコーデータをビーム形成して画像を形成することができる。このようなイメージングセッション中に、システムは、選択された領域のみのリアルタイム画像を表示しながら、全超音波照射領域の生エコーデータを収集して保存することができる。リアルタイム画像を形成するために、システムは、受信（及び/又は保存）エコーデータを用いて上記説明された受信ビーム形成ステップを行うことができる。特に、該システムは、仮定音速値、素子の

50

位置データ、受信エコーの時間遅延、及びコヒーレント/インコヒーレント加算アルゴリズムを用いて受信エコーを三角測量して画像を形成することができる。一部の実施態様では、システムは、特定の表示のために画素解像度が最適化されたリアルタイム画像を形成することができる。こうすることにより、実際のビーム形成分解能よりも低い固有の分解能を有する表示装置の場合は、表示された画像画素間の点を表す一部のエコーデータを無視することができる。一部の実施態様では、ハードウェアの制約、例えば、処理又はデータ送信電子機器によって生じる制約により、リアルタイム表示のためにビーム形成するときに利用可能な全てのエコーデータよりも少ないエコーデータしか使用できないことがある。これら又は他の理由から、ある状況下では、システムは、画像を形成するために利用可能な全てのエコーデータの一部しか使用することができない。

10

【0129】

イメージングセッション後のある時点で、最初に超音波照射された領域のある部分の異なる視野を得るためにズームイン又はズームアウト（又は画像を水平又は垂直にパニング）することが望ましい場合は、使用者は、その領域内のいずれの新しい視野領域も単純に画定することができる。次いで、システムは、仮定音速値、素子の位置データ、受信エコーの時間遅延、及びコヒーレント/インコヒーレント加算アルゴリズムを用いてエコーを三角測量して選択された領域のみの新しい画像画素を形成することによって、選択された領域内のエコーを表すエコーデータをビーム形成することができる。こうすることにより、選択された領域が元のリアルタイム画像で見えなかったとしても、新しい画像を、全ビーム形成分解能で形成することができる。本明細書の他の部分で説明されているように、保存された生エコーデータから画像を形成する場合、様々なビーム形成パラメータ（音速、素子位置、重み付け係数、加算アルゴリズムなど）は、リアルタイムイメージングセッション中に使用される値に対して変更することもできる。結果として、リアルタイムイメージングセッション中の生データの収集では、やや低いレベルの技術が許容され得る。

20

【0130】

一実施態様では、保存された生エコーデータを用いる超音波イメージングのプロセスは、超音波イメージングセッション中に、多数開口ピンギメージング用に構成された超音波システムを使用するステップ、全超音波照射領域からのエコーデータを保存しながら、目的の領域の第1のセクションのリアルタイム画像を形成するステップを含み得る。次いで、後にエコーデータをメモリ装置から取り出すことができ、そして目的の第2の領域の第2の画像を、同じ又は異なるビーム形成パラメータを用いて形成することができる。第2の画像は、第1の画像と同じ、低い、又は高い画素解像度を有し得る。場合によっては、目的の第2の領域は、目的の第1の領域の範囲内の小さい領域とすることができる。他の実施態様では、目的の第2の領域の一部は、目的の第1の領域の外部であるが、超音波照射領域の範囲内とすることができる。なお他の実施態様では、目的の第1及び第2の領域は、全く重複しないようにすることができる。

30

【0131】

一部の実施態様では、1つの超音波照射領域の別個のセクションを独立してビーム形成する機能を有利に使用して、超音波照射領域の2つの別個の部分を見ることができ、本明細書の他の部分で説明されているように、数秒、数分、又はそれ以上の画像データを、後に見るために保存して取り出すことができる。一部の実施態様では、目的の第1の領域は、第1の解剖学的構造、例えば、実質的に患者の心臓全体の断面を含むように画定ことができ、目的の第2の領域は、解剖学的構造、例えば、心臓の大動脈弁の一部又は部分構造の画像サイズを拡大するために第1の領域のズームイン領域を含むように画定することができる。両方の画像が同じデータセットから形成されているため、構造及び部分構造（例えば、心臓及び大動脈弁）の動画は、完全に同期することになり、心周期（又は解剖学的構造の他の運動）における同じ点で心臓（又は他の構造）の異なる領域の動きを視覚化するために同時に表示することができる。同様に、第3の画像を、超音波照射領域の別の部分の同時の動きを示すために形成することもでき、別の部分構造又は別の構造全体、例えば、心臓の三尖弁又は隣接器官を強調することができる。同じ技術を使用し

40

50

て、他の器官（例えば、肺、肝臓、腎臓、又は筋骨格構造、例えば、手首、足首、膝関節、肩関節、股関節、又は脊椎）の領域を見ることができる。

【0132】

（以下に説明される）3Dポリウムデータに基づくと、共通の平面に延在しない構造であっても、完全に同期した画像ウィンドウを画定することができる。従って、共通の3次元ポリウムの非共通平面のセグメントに亘る第1及び第2の画像ウィンドウを、保存されたエコーデータセットから取り出すことができ、これらの画像ウィンドウを個々にビーム形成し、同期させて同時に表示することができる。

【0133】

別の実施態様では、システムは、最大可能分解能で完全な超音波照射領域の利用可能な全てのエコーデータをビーム形成することによって表示分解能よりも遥かに高い画素解像度の画像を形成するように構成することができる。このような実施態様では、ビーム形成された画像の最大分解能は、エコーデータを評価して最も小さい合理的に識別可能な細部のサイズを決定し、次いでエコーデータをビーム形成してこれらの小さい細部が見える画像を形成することによって決定することができる。一部の実施態様では、十分なハードウェア資源及び時間が利用可能であると仮定すると、全ての利用可能なエコーデータを用いる最大分解能は、全開口幅及び送信されて受信される超音波の波長によってのみ制限され得る。一部のこのような実施態様では、1つの画素が物理的領域を使用される超音波信号のほぼ半分の波長のサイズで表す画像を形成することができる。一部の実施態様では、このような高分解能画像は、ビデオループでフレームとして組み合わせることができる。

10

20

【0134】

他の実施態様では、画像の領域にズームする上記方法は、超音波照射領域内の解剖学的又は構造的特徴の極めて正確な測定を可能にし得る。任意の選択された「ズーム」レベルで、画素のサイズと画像化される物体のサイズとの間の関係が、上記説明された画素配向ビーム形成法（pixel-oriented beamforming method）の結果通りであることが分かっているため、測定が可能となる。例えば、リアルタイムイメージング中にどのズームレベルで表示されたかにかかわらず、特徴が超音波照射領域内にあり、かつエコーデータセットに含まれると、使用者は、後にズームインして、特徴、例えば、動脈の直径、静脈の直径、心室のサイズ、胎児の心臓のサイズ、又はその他の所望の特徴もしくは物体を観察して正確に測定することができる。

30

【0135】

上記説明されたように、一部の実施態様では、様々なピング又は様々な受信開口から形成される画像層を、大きい全開口に亘る音速の差異に対応するため、又は組み合わせ画像における画像分解能又はスペックル低減を改善するために、コヒーレント加算とインコヒーレント加算との様々な組み合わせを用いて組み合わせることができる。一部の実施態様では、さらなるコヒーレント及びインコヒーレント加算アルゴリズムを、異なる結果を求めるために保存された生エコーデータに適用することができる。

【0136】

一部の実施態様では、出願者の先行出願（2013年3月26日出願の米国特許第13/850,823号、名称「重み付け係数を適用することによって超音波画像の質を改善するためのシステム及び方法（Systems and Methods for Improving Ultrasound Image Quality by Applying Weighting Factors）」）に記載されているように画質を改善するために、重み付け係数を、画像層の組み合わせの際に様々な画素に適用することができる。保存された生エコーデータを再処理することにより、このような重み付け係数を、様々な適用することもできるし、又はデータが収集された後にさらに最適化することもできる。

40

【0137】

組み合わせ画像層の整合を改善するために1つ以上の超音波送信及び/又は受信経路に沿った音速の仮定値を調整又は最適化することができる一部の実施態様が上記説明されている。一部の実施態様では、このような調整及び/又は最適化を、保存された生エコーデータに適用することができる。保存された生エコーデータの再処理中にこのような調整を行

50

うことにより、より時間のかかる最適化を行う（例えば、ビーム形成の計算に使用するために平均音速値を最適化する）ことが可能となる。

【0138】

一部の実施態様では、送信開口及び受信開口は、超音波データが収集されてから再び画定することができる。上記説明されたように、送信開口又は受信開口のサイズ、位置、及び数は、特定の標的物体の幾何学的形状又は他の因子によって変更することができる。一部の実施態様では、開口のサイズ、位置、又は数のこのような変更は、保存された生エコーデータから形成された画像の質を最適化するために適応的に行うことができる。

【0139】

任意Mモード経路を画定して表示するためのシステム及び方法が、出願者の先行出願（2012年12月28日出願の米国特許第13/730,346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）」）に記載されている。保存された生エコーデータを用いると、新しいMモード経路を、生エコーデータの表示セッション中に、再ビーム形成されて保存された生エコーデータに基づいて画定し表示することができる。一部の実施態様では、mモード経路は、1つの視野で画定ことができ、かつMモード経路と同じ特徴を必ずしも含む必要のない完全に異なる視野と共に表示することができる。例えば、一部の実施態様では、mモード経路に沿った点に対応する生エコーデータを、生データメモリ装置から取り出して、完全な画像を形成するために使用される生エコーデータから独立してビーム形成することができる。

【0140】

ドップラーイメージング及びエラストグラフィックイメージング（Elastographic imaging）は、全多数開口ピングイメージングセッション中に必ずしも存在しなくても良い送信パターンを含む。例えば、ピングベースドップラー超音波イメージングは、非常に高いピング繰り返し率（例えば、ピングの往復移動時間に対応する率とほぼ同じかそれ以上）で1つ又は2つの送信開口から（イメージング周波数と比較して）比較的低い周波数のピングを送信することを含む。ピングベースエラストグラフィックイメージングは、せん断波誘導パルスの送信後に非常に高いピング繰り返し率でイメージングピングを送信することも含み得る。

【0141】

このようなパターンが送信されると、最初のイメージングセッション中に、エコーを処理してドップラー又はエラストグラフィ（Elastography）の結果を表示するしないに関わらず、得られた生エコーデータを収集して保存することができる。従って、一部の実施態様では、上記参照された出願に記載されている多数開口ドップラー又はエラストグラフィ送信パターンが、生エコーデータ収集セッション中に存在する場合は、ドップラー又はエラストグラフィの結果を、生データメモリ装置から取り出される収集された生エコーデータを用いて補間又は分析することができる。例えば、一部の実施態様では、多数開口ドップラーパターンを、イメージングセッション中に送信することができ、実際のイメージングセッション中にカラーフロードップラーを処理又は表示せずに、得られたドップラーエコーデータを収集して保存することができる。後に、保存された生エコーデータをメモリから取り出して、ドップラーイメージングの結果を視覚化及び分析するために同じ又は異なる処理ハードウェアを用いて処理することができる。同様に、一部の実施態様では、多数開口エラストグラフィパターンをイメージングセッション中に送信することができ、実際のイメージングセッション中にひずみ情報を処理又は表示せずに、得られるエコーデータを収集して保存することができる。後に、保存された生エコーデータをメモリから取り出して、エラストグラフィプロセスの結果を視覚化及び分析するために同じ又は異なる処理ハードウェアを用いて処理することができる。

【0142】

一部の実施態様では、著しい認知可能な遅延なしにリアルタイム画像を形成するために画像データを圧縮することができる。場合によっては、このような圧縮は、異なる時点で得られる画像の組み合わせの効果を有し得る（例えば、多数送信ピングから得られる画像

層を組み合わせることによって)。これは、実際に表示されるフレームレートを、エコーデータが収集される最大可能フレームレートから低下させる作用を有し得る。しかしながら、生エコーデータを再ビーム形成して画像を様々に組み合わせることにより、非常に高いフレームレート（即ち、1秒当たり非常に多いフレーム数）を達成することができる。一部の実施態様では、非常に高いフレームレートで形成される画像は、フレーム毎に又はスローモーションで見ることができる。スローモーション再生は、表示フレームレートに対して1秒当たり少ないフレーム数で行うことができるが、このようなフレームは、リアルタイム表示で表される画像と比較して短い時間間隔で起こる事象を表すことができるため、より詳細に見ることができる。例えば、心臓弁の一部のある動きは、従来の超音波システムで収集できる速度よりも遥かに速い速度である。非常に高いフレーム収集レートでこのような動きの画像を表示する能力は、診断力の劇的な改善を可能にし得る。

10

【0143】

生エコーデータの再処理に加えて、その他のダウンストリーム画像又はビデオ処理ステップを、生エコーデータの再処理後に再び行う、変更する、又は改善することができる。例えば、様々なビデオ処理フィルタ（例えば、平均フィルタ、メジアンフィルタ、二乗フィルタ、ガウシアンフィルタ、デスペckルフィルタ、ハイパスフィルタ、エッジ強調フィルタ、コントラスト強調フィルタ、アンシャープマスキングフィルタ、又は他の画像及びビデオ処理フィルタ）を、生エコーデータを再処理して画像及びビデオデータにした後に再び行うことができる。

20

【0144】

（3次元生データの収集及び使用の実施態様）

3次元ボリュームの生データもまた、同様のシステム及び方法を用いて有利に収集し、保存し、再ビーム形成することができる。上記説明された同じピングベースイメージング技術を、1つの平面に制限されないピング信号（例えば、3次元半球又はほぼ半球の超音波信号）を送信して、画像化される媒体に垂直な少なくとも2つの直交軸に沿って互いに離間した受信素子でエコーを受信することによって3Dボリュームデータに適用することができる。ピングベース3Dボリュームイメージング用に構成された多数開口超音波プローブは、大きい全開口を有することができ、この全開口は、意図するイメージング適用例のどの予想コヒーレント幅よりも実質的に大きくすることができる。

30

【0145】

3Dボリュームデータは、上記説明されたシステム及び方法と実質的に同じシステム及び方法を用いて収集して保存することができる。典型的には、3Dイメージング用の多数開口プローブは、主に2Dイメージング用のプローブよりも実質的により多くのトランスデューサ素子を有し得る。従って、ピングベースイメージングプロセス中に3Dボリュームデータを収集して保存するためのイメージングシステムは、実質的により多くの受信チャンネルを備え、かつより大容量の生データメモリ装置も備え得る。メモリ装置に保存された生エコーデータは、エコーを受信する特定の受信素子及びエコーを生成する特定の送信ピングに基づいてエコーを区別できるように、上記説明されたように構成することができる。

【0146】

3Dピングベースエコーデータのビーム形成もまた、2Dピングベースエコーデータのビーム形成に使用されるシステム及び方法と同様のシステム及び方法を用いて行うことができる。各デジタルサンプル値は、目的の超音波照射領域の散乱体を表すことができる。2Dの場合と同様に、各受信サンプルの振幅及びその到着時間、並びに送信トランスデューサ及び受信トランスデューサの正確な位置を分析して、散乱体の可能な位置を特定する点の軌跡を画定することができる。3Dの場合は、このような軌跡は、送信トランスデューサ及び受信トランスデューサの位置にその焦点がある3次元楕円体である。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それぞれのユニークな組み合わせは、同じ反射体の別の表示を画定することができる。従って、多数の送信トランスデューサと受信トランスデューサとの組み合わせからの情報を組み合わせることにより、各反射体の実際の位置をより正確に表すことができる。

40

50

【0147】

例えば、一部の実施態様では、ボクセルの3Dアレイの画像を、選択されたデジタルサンプルの評価を用いて開始することによってコンピュータメモリ内で構築することができる。選択されたデジタルサンプル値を、上記説明された対応する楕円体によって示される各ボクセルに書き込むことができる。次に進んで、他の全ての収集されたサンプル値で同じことをし、得られる全ての楕円体を組み合わせるより精巧な画像を形成することができる。実際の散乱体は、多数の楕円体の交差によって示され、他の楕円体によって補強されていない楕円体の部分は、信号のレベルが低く、雑音として処理され得る（即ち、フィルタ又は他の画像処理ステップによって除去又は低減される）。

【0148】

他の実施態様では、計算の順序は、形成されるべき最終3D画像ボリュームの選択されたボクセルを用いて開始することによって変更することができる。例えば、選択されたボクセルに対して、最も近い保存されたサンプルを、それぞれの送信機/受信機の対について確認することができる。次いで、選択されたボクセルに対応する全てのサンプル（即ち、ボクセルに交差する楕円体を有する全てのサンプル）を評価して合計（又は平均）し、ボクセルの最終表現を形成することができる。サンプルの選択されたボクセルに対する近さを、送信機（即ち、ピング信号を送信してエコーサンプルを生成した送信機）の3次元位置から選択されたボクセルの位置までのベクトル距離、及びこの選択されたボクセルの位置から該サンプルを受信した受信機の位置までのベクトル距離を計算することによって決定することができる。このような直線距離は、画像化される物体を通る音速で全経路長を除すことによって時分割サンプルに関連付けることができる。このような方法を用いると、計算された時間に対応するサンプルは、選択されたボクセルに関連し得る。

【0149】

ピング信号が画像化されるべき全領域を超音波照射するため、ピングベースイメージングによって得られるエコーデータはシームレスである。対照的に、一連のスキャンラインから構築される2D画像は、典型的には、画像データのある程度の補間を隣接するスキャンライン間の空間で必要とする。同様に、一連の平面スライスから構築されるボリュームデータもまた、画像データのある程度の補間を隣接する平面スライス間の空間で必要とする傾向にある。

【0150】

ピングベースエコーデータのシームレス性とは、補間を必要としない3Dボリュームの任意の部分を通る任意の2Dスライスを切り取ることができることを意味する。場合によっては、ボリュームデータの断面を通る非平面又は曲面スライスを切り取ることができ、曲面経路スライスの結果を、平らな平面画像又は透視図として2次元ディスプレイに表示することができる。このような情報は、3次元ディスプレイ、例えば、ホログラフィックディスプレイ又は立体ディスプレイによって表すこともできる。従って、一部の実施態様では、ボリュームイメージングセッションからの生エコーデータをメモリ装置から取り出すことができ、ボリュームの一部又は全てをビーム形成して画像として表示することができ、ボリュームの所望の領域を（ソフトウェアによって自動的に、又は操作者が手動で）選択することができ、かつ選択された領域を再ビーム形成して新しい画像として表すことができる。

【0151】

図6は、プロセス600を例示し、このプロセス600により、実施者が、適切に構成されたイメージングシステムを用いて、実際のイメージングセッション500中に収集された生エコーデータを調べることができ、このイメージングセッション500は、事前に、かつ/又は異なる場所で同じ又は異なる実施者が行ったものとして行うことができる。イメージングセッションからの生データをメモリ装置から取り出すことができ601、実施者は、システムに指示して、所定のセットの画像形成パラメータを用いて生データから画像を形成することができ602、次いで、実施者は、得られる画像を見ることのできる604。次いで、実施者は、画像を改善しようとして、又は見る超音波照射領域の一部を変更しようとして（例えば

10

20

30

40

50

、ズームイン、ズームアウト、又はパニングによる画像ウィンドウの変更)、1つ以上の画像形成パラメータを変更することができる606。次いで、実施者は、システムに指示して、変更されたパラメータを用いて画像を形成して表示することができる608、次いで、新しい画像を見ることができる610。画像形成パラメータを変更するステップ606、変更されたパラメータ(複数可)を用いて画像を形成するステップ708、及び新しい画像を表示するステップ610は、所望に応じて何回でも繰り返すことができる612。

【0152】

図7は、実際のイメージングセッション500中に収集される生の超音波エコーデータを再処理するために、適切に構成された超音波イメージングシステムによって行うことができるプロセス700を例示している。プロセス700は、生データをメモリ装置から取り出すステップ704、変更される1つ以上の画像形成パラメータを示すユーザー入力を受け取るステップ706、変更された画像形成パラメータ(複数可)を用いて画像を形成するステップ708、及び新しい画像(複数可)を表示するステップ710を含み得る。ユーザー入力を受け取るステップ706、変更されたパラメータ(複数可)を用いて画像を形成するステップ708、及び新しい画像を表示するステップ710は、所望に応じて何回でも繰り返すことができる712。上記の様々な実施態様で説明されているように、ユーザー入力は、変更されるべき画像形成パラメータを明示的に指定することができる、又はユーザー入力は、変更されるべき画像形成パラメータを黙示的に示すことができる。変更する明示的なパラメータの例として、音速値の変更を挙げることができ、黙示的に指定されるパラメータの例として、コヒーレント加算とインコヒーレント加算との組み合わせを用いて画像層を組み合わせる画像層組み合わせアルゴリズムの選択を挙げることができる。

10

20

【0153】

図6のプロセス600又は図7のプロセス700のいずれかでは、変更画像形成パラメータとして、ビーム形成パラメータ、例えば、音速値、1つ以上のトランスデューサ素子の位置変数、又は重み付け係数を挙げることができる。また、画像形成パラメータとして、トランスデューサ素子の開口へのグループ分け、又は画像層組み合わせパラメータ、例えば、1フレーム当たりの画像層の数の変更、又はコヒーレント加算もしくはインコヒーレント加算を用いて異なるレベルで画像層を組み合わせるためのアルゴリズムを挙げることができる。また、画像変更パラメータとして、表示するためのMモードラインの選択、又は3次元ボリュームからの2次元スライスを選択を挙げることができる。

30

【0154】

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ているが、当業者であれば、本発明が、特別に開示された実施態様だけではなく他の代替の実施態様並びに/又は本発明及びその明らかな変更形態や等価物の使用にまで拡大されることを理解されよう。上記実施態様の様々な変更形態は、当業者には容易に明らかであり、本明細書で定義される一般原理を、本発明の概念又は範囲から逸脱することなく他の実施態様に適用することができる。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るのみ決定されるべきものである。

【0155】

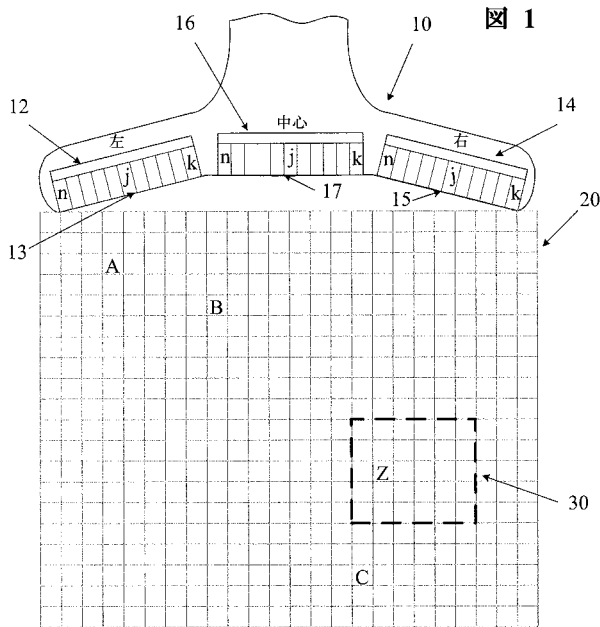
特に、材料及び製造技術は、当業者のレベルの範囲内で利用することができる。さらに、単数のアイテムの言及は、同じアイテムが複数存在する可能性があることを含む。より具体的には、本明細書及び添付の特許請求の範囲で使用される単数形「1つの(a)」、「及び(and)」、「前記(said)」、及び「その(the)」は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、複数の指示対象を含む。特段の記載がない限り、本明細書で使用される「又は」という語は、提示される全ての代替物を含み、一般的に使用される句「及び/又は」と本質的に同じ意味である。従って、例えば、「A又はBは青色であり得る」という句は、次のいずれも意味し得る：Aのみが青色である、Bのみが青色である、AとBの両方が青色である、及びAとBとCが青色である。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

40

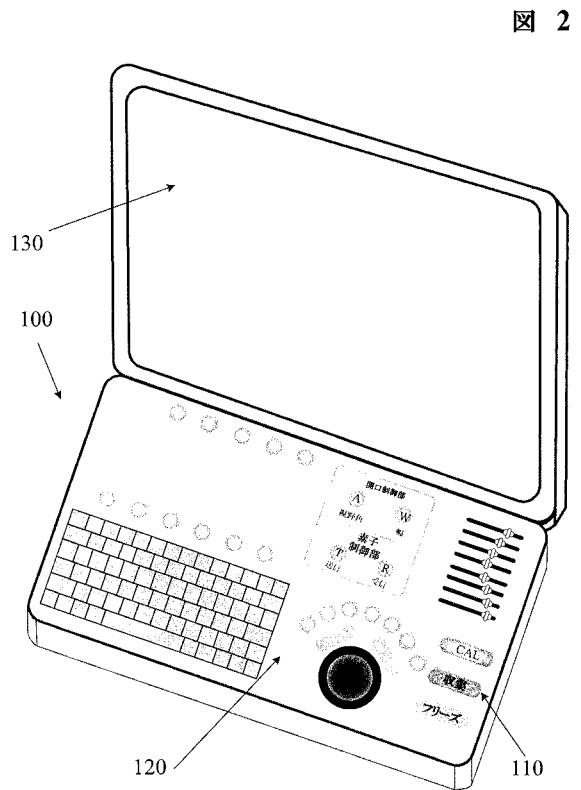
50

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。

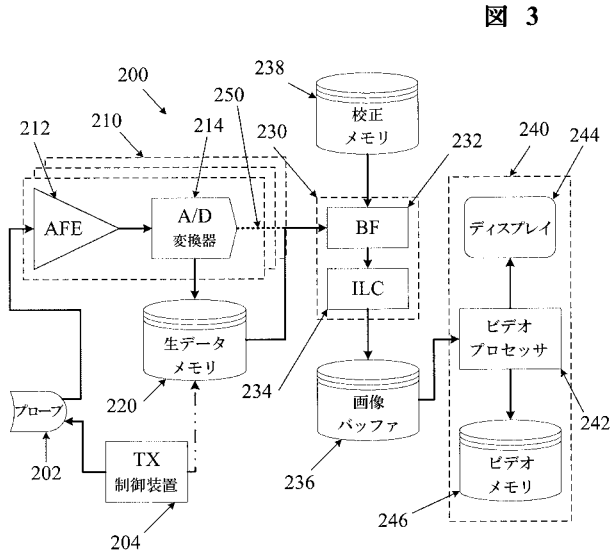
【図 1】



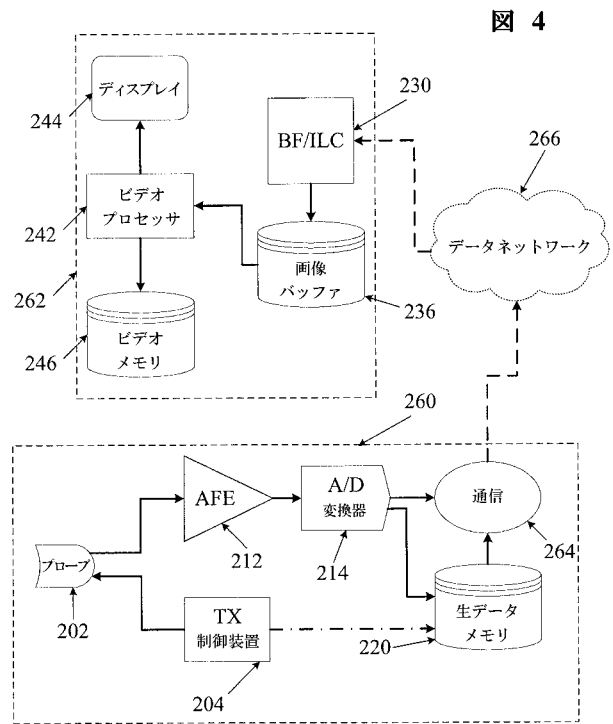
【図 2】



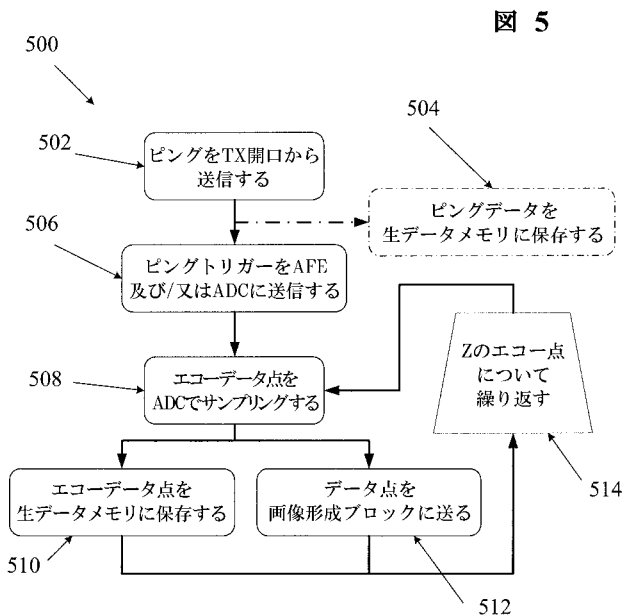
【図3】



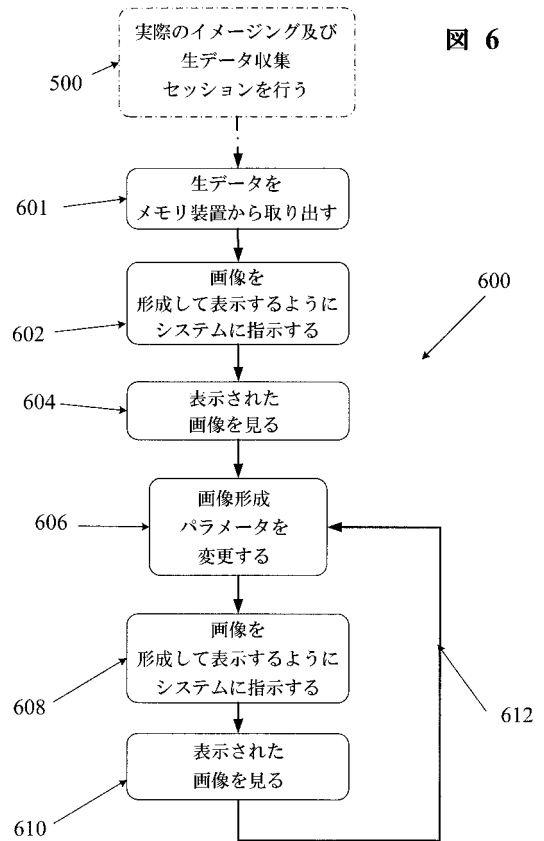
【図4】



【図5】

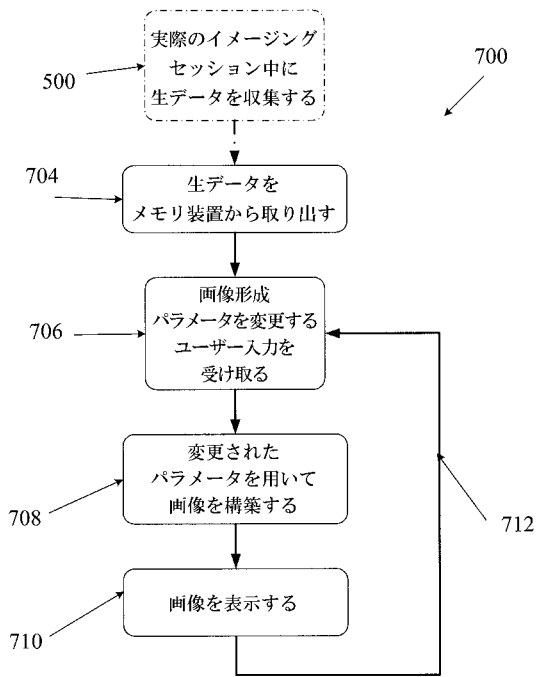


【図6】





【 図 7 】

図 7



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2013/055790
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/00(2006.01)i, G06F 3/14(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/00; A61B 8/14; A61B 8/02; G06F 3/14		
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, raw data, ping, image		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2011-0125017 A1 (BHASKAR RAMAMURTHY et al.) 26 May 2011 See abstract, paragraphs [0161]-[0440], claims 1-21 and figures 1-50.	10-14, 17-19, 21-27
Y		1-9, 15, 16, 20
Y	US 2007-0161898 A1 (XIAOHUI HAO et al.) 12 July 2007 See abstract, paragraphs [0025]-[0072], claims 1, 10 and figures 1-7.	1-9, 15, 16, 20
A	US 2011-0201933 A1 (DONALD F. SPECHT et al.) 18 August 2011 See abstract, paragraphs [0049]-[0077] and figures 1-3.	1-27
A	US 2005-0090745 A1 (ERIK STEEN, MOSS) 28 April 2005 See abstract, paragraphs [0017]-[0051] and figures 1-4.	1-27
A	US 6048315 A (RICHARD YUNG CHIAO et al.) 11 April 2000 See abstract, column 3, line 51 - column 8, line 14 and figures 1-6.	1-27
<input 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 another 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 17 January 2014 (17.01.2014)		Date of mailing of the international search report 20 January 2014 (20.01.2014)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer CHANG, Bong Ho Telephone No. +82-42-481-3353 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2013/055790

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2011-0125017 A1	26/05/2011	EP 1802994 A1 EP 1802994 B1 EP 1968451 A1 JP 2008-513763 A JP 5020084 B2 KR 10-2007-0065393 A US 2006-0064015 A1 US 2006-0122506 A1 US 2006-0235302 A1 US 2013-077441 A1 US 7819805 B2 US 7850611 B2 US 7862508 B2 US 8234923 B2 WO 2006-033017 A1 WO 2007-072122 A1	04/07/2007 07/08/2013 17/09/2008 01/05/2008 05/09/2012 22/06/2007 23/03/2006 08/06/2006 19/10/2006 28/03/2013 26/10/2010 14/12/2010 04/01/2011 07/08/2012 30/03/2006 28/06/2007
US 2007-0161898 A1	12/07/2007	WO 2007-081435 A1	19/07/2007
US 2011-0201933 A1	18/08/2011	EP 2536339 A2 KR 10-2013-0010892 A TW 201204326 A WO 2011-103303 A2 WO 2011-103303 A3 WO 2011-103303 A8	26/12/2012 29/01/2013 01/02/2012 25/08/2011 17/11/2011 13/09/2012
US 2005-0090745 A1	28/04/2005	JP 2005-131397 A JP 4562028 B2 US 7331927 B2	26/05/2005 13/10/2010 19/02/2008
US 6048315 A	11/04/2000	None	

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, KM, 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, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. ブルートゥース
2. イーサネット
3. Thunderbolt

(72)発明者 ケネス ディー・ブルーアー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94089 サニーバレ スイート 107 ジブラルタル
ドライブ 256

(72)発明者 ビエト ナム レ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94089 サニーバレ スイート 107 ジブラルタル
ドライブ 256

(72)発明者 マシュー オウエルレット
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94089 サニーバレ スイート 107 ジブラルタル
ドライブ 256

(72)発明者 マティアス ブレイク
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94089 サニーバレ スイート 107 ジブラルタル
ドライブ 256

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD15 DD19 DD23 DE04 EE01 GB03 HH25 HH30
HH38 JB53 JC21 JC33 JC37 KK10 KK12 KK13 KK25 LL05

专利名称(译)	超声成像系统的存储器结构		
公开(公告)号	JP2015532607A	公开(公告)日	2015-11-12
申请号	JP2015528589	申请日	2013-08-20
[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	ジョセフアールコール ケネスディーブルーアー ビエトナムレ マシューオウエルレッテ マティアスブレイク		
发明人	ジョセフ アール.コール ケネス ディー.ブルーアー ビエトナムレ マシュー オウエルレッテ マティアス ブレイク		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/565 A61B8/582 A61B8/585 A61B8/587 G01S7/52042 G01S7/52049 G01S15/8927 G01S15/8979 G01S15/8993 G01S15/8995 G01S15/8997 G06F3/14 A61B8/4427 A61B8/4483 G01S7/52063 G01S7/52074 G01S7/52098 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE04 4C601/EE01 4C601/GB03 4C601/HH25 4C601/HH30 4C601/HH38 4C601/JB53 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/LL05		
代理人(译)	石川 彻		
优先权	61/691717 2012-08-21 US		
其他公开文献	JP6306012B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

多孔径超声成像系统可以被配置为存储原始波束形成的原始回波数据。为了澄清图像或揭示原始图像中不可见或不可识别的信息，可以检索存储的回波数据并用修改的参数重新发送。此外，原始回波数据可以通过网络传输，并由物理上不接近成像探头的远程设备进行波束形成。利用这样的系统，医生或其他从业者可以操纵回波数据，就好像患者将被直接成像一样，即使患者不存在也是如此。通过这样的系统和方法可以实现许多独特的诊断机会。点域

(21) 出願番号	特願2015-528589 (P2015-528589)	(71) 出願人	511032992
(86) (22) 出願日	平成25年8月20日 (2013.8.20)		マウイ イマギング, インコーポレーテッド
(85) 翻訳文提出日	平成27年4月16日 (2015.4.16)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/055790		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
(87) 国際公開番号	W02014/031642		089 スンイブアルエ スイテ 10
(87) 国際公開日	平成26年2月27日 (2014.2.27)		7 ギブラルタル ドライブ 256
(31) 優先権主張番号	61/691, 717	(74) 代理人	100097456
(32) 優先日	平成24年8月21日 (2012.8.21)		弁理士 石川 徹
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	ジョセフ アール. コール
			アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
			089 サニーバレ スイート 107
			ジブラルタル ドライブ 256