

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-214856

(P2016-214856A)

(43) 公開日 平成28年12月22日(2016.12.22)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2016-97474 (P2016-97474)
 (22) 出願日 平成28年5月13日 (2016.5.13)
 (31) 優先権主張番号 14/713,810
 (32) 優先日 平成27年5月15日 (2015.5.15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューション
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Sol
 utions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
 ウェイ 51
 51 Valley Stream Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100075166

弁理士 山口 巖

(74) 代理人 100133167

弁理士 山本 浩

最終頁に続く

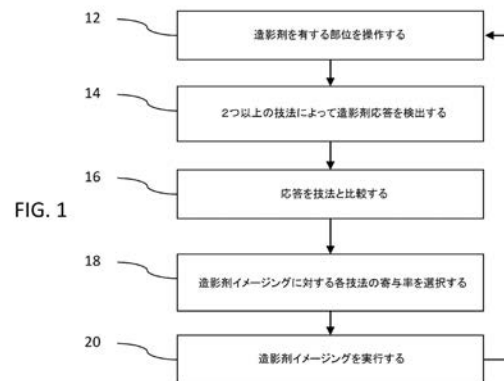
(54) 【発明の名称】 造影剤対応医用超音波イメージング

(57) 【要約】

【課題】 造影剤イメージングの改善。

【解決手段】 造影剤の医用超音波イメージングのための方法であって、ビームフォーマ及びトランスデューサによって、造影剤を有する患者の部位を走査するステップ(12)と、検出器によって、前記走査(12)によって得られた超音波データから少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法によって造影剤を検出するステップ(14)と、プロセッサ(62)によって、検出された前記造影剤の応答を前記少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法の間で比較するステップ(16)と、前記プロセッサ(62)によって、前記少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法の相対寄与率を、前記比較するステップ(16)に基づいて選択するステップ(18)と、前記造影剤イメージング技法の少なくとも1つを使用して前記患者の造影剤イメージングを、前記選択された相対寄与率に基づいて実行するステップ(20)とを含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤の医用超音波イメージングのための方法であって、

ビームフォーマ及びトランスデューサによって、造影剤を有する患者の部位を走査するステップ(12)と、

検出器によって、前記走査するステップ(12)によって得られた超音波データから少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法によって造影剤を検出するステップ(14)と、

プロセッサ(62)によって、前記少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法で検出された前記造影剤の応答を比較するステップ(16)と、

前記プロセッサ(62)によって、前記少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法の相対寄与率を、前記比較するステップ(16)に基づいて選択するステップ(18)と、

前記造影剤イメージング技法の少なくとも1つを使用して前記患者の造影剤イメージングを、前記選択された相対寄与率に基づいて実行するステップ(20)とを含む方法。

【請求項 2】

前記走査するステップ(12)が、パルスシーケンスを繰り返して走査するステップ(12)を含み、少なくとも1つのパルスからの応答が、前記少なくとも2つの異なる技法のそれぞれの前記造影剤を検出するステップ(14)のために使用される、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記パルスシーケンスが、前記少なくとも2つの振幅と位相差を有する3つのパルスと、逆位相を有する3つのパルスの繰り返しを含む、請求項2に記載の方法。

【請求項 4】

前記パルスシーケンスが、最大アパーチャより小さいアパーチャを使用する同一位相のパルスによって分離された、最大アパーチャを使用する逆位相のパルスを含む、請求項2に記載の方法。

【請求項 5】

検出するステップ(14)が、前記造影剤の立方基本波応答を検出するステップ(14)と、前記少なくとも2つの異なる技法として前記造影剤の第2高調波応答を検出するステップ(14)を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

検出するステップ(14)が、前記少なくとも2つの異なる技法として、異なる中心周波数、異なる帯域幅又はこれらの両方を有する受信ベースバンドフィルタリングを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 7】

比較するステップ(16)が、造影剤感度を比較するステップ(16)を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 8】

造影剤の医用超音波イメージングのための方法であって、

超音波システムによって、患者のイメージングセッション中に第1のタイプの造影剤イメージングを実行するステップ(22)と、

前記造影剤の前記患者へ注入してから、前記イメージングセッションの時間を計測するステップ(24)と、

前記超音波システムによって、前記イメージングセッション中に第2のタイプの造影剤イメージングに切り換えるステップ(26)とを含み、前記第2のタイプが前記第1のタイプと異なり、前記切り換えるステップ(26)が、前記時間を計測するステップ(24)に対応する方法。

【請求項 9】

前記第1のタイプを実行するステップ(22)が、前記造影剤の立方基本波応答をイメ

10

20

30

40

50

ージングするステップを含み、前記第 2 のタイプを実行するステップが、前記造影剤の第 2 高調波をイメージングするステップを含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記第 1 と第 2 のタイプの造影剤イメージングを実行するステップ(22)が、前記第 1 と第 2 のタイプの異なる相対寄与率を有する前記第 1 と第 2 のタイプの造影剤イメージングを混合するステップを含み、切り換えるステップ(26)が、前記第 1 と第 2 のタイプの造影剤イメージングの相対寄与率を変化させるステップを含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 のタイプを実行するステップ(22)が、前記第 1 のタイプだけを実行するステップ(22)を含み、前記第 2 のタイプを実行するステップが、前記第 2 のタイプだけを実行するステップを含む、請求項 8 に記載の方法。

10

【請求項 12】

前記時間を計測するステップ(24)が、造影剤が存在する中間時間後に行われる前記切り換えるステップ(26)の時間を決定するステップ(24)を含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 13】

造影剤の医用超音波イメージングのためのシステムであって、
パルスシーケンスを送信するように構成された送信ビームフォーマ(52)と、
前記シーケンスの前記パルスに応じてサンプルを出力するように構成された受信ビームフォーマ(56)と、

20

前記同じサンプルの少なくとも 1 つをそれぞれ使用する様々なプロセスを使用して前記サンプルから造影剤応答を検出するように構成された造影剤検出器(58)と、

前記造影剤画像内の前記様々なプロセスを使用する前記サンプルからの応答の比率が変化する場合に造影剤画像を生成するように構成されたプロセッサ(62)と、

前記造影剤画像を表示する機能を有するディスプレイ(60)とを含むシステム。

【請求項 14】

前記プロセッサ 62 は、前記比率を、前記様々なプロセスの前記応答の前記造影剤に対する相対感度の関数として変化させるように構成された、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

30

前記造影剤検出器(58)が、立方基本波プロセスと第 2 高調波プロセスを使用して検出するように構成された、請求項 13 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本実施形態は、造影剤イメージングに関する。特に、医用超音波イメージングシステムにおける造影剤イメージングが改善される。

【背景技術】

【0002】

40

日常的な臨床検査における造影剤の使用は一般的になっている。超音波造影剤を撮像するときには様々な手法がある。最も高い造影剤検出能力(感度)と組織拒絶(特異性)を有する手法が望ましい。感度と特異性が高いほど、造影剤を良好に視覚化することができる。様々なパルスシーケンス、プローブ最適化及び処理が、異なるレベルの感度を生成することがある。しかしながら、十分な感度と特異性を有する手法は、検査の間に変わることがある。ある手法は、高濃度の造影剤がある検査の最初では十分な感度を提供することがあるが、検査の後の方(後半)では造影剤の欠如を誤って示すことがあり、造影剤が患者内に残っていないか、システムが適正にイメージングしていないという印象をユーザに与えることがある。ユーザは、システムが適正に動作していると仮定するか、イメージング手法を切り換えて異なるプロセスを使って検出された造影剤を確認することによって

50

造影剤検出を確認する。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

はじめに、以下に述べる好ましい実施形態は、造影剤の医用イメージングのための方法及びシステムを含む。ある手法に依存することなく、超音波システムは、様々な手法の間の感度の変化を考慮する。例えば、超音波システムは、様々な手法の感度の大きさを比較する。所定の時間により大きい感度を有する手法は、その時間にイメージングで強調される。別の例として、様々な手法の相対感度が時間と共に変化することがある場合は、手法を切り替えるためにタイマが使用されてもよい。

10

【0004】

第1の態様では、造影剤の医用超音波イメージングのための方法が提供される。ビームフォーマとトランスデューサが、造影剤を有する患者の部位を走査する。検出器は、走査により得られた超音波データから、少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法によって造影剤を検出する。プロセッサは、検出された造影剤の応答を少なくとも2つの異なる造影剤イメージング技法の間で比較し、少なくとも2つの様々な造影剤イメージング技法の相対寄与率を選択する。選択は、比較に基づく。患者の造影剤イメージングは、造影剤イメージング技法の少なくとも1つを使用して実行される。実行は、選択された相対寄与率に基づく。

20

【0005】

第2の態様では、造影剤の医用超音波イメージングのための方法が提供される。超音波システムは、患者のイメージングセッション中に第1のタイプの造影剤イメージングを行う。イメージングセッションは、患者への造影剤の注入する時間が計測される。超音波システムは、イメージングセッション中に第2のタイプの造影剤イメージングに切り替わる。第2のタイプは第1のタイプと異なり、切り換えは計測時間に対応している。

【0006】

第3の態様では、造影剤の医用超音波イメージングのためのシステムが提供される。送信ビームフォーマが、パルスシーケンスを送信するように構成される。受信ビームフォーマは、シーケンスのパルスに応じてサンプルを出力するように構成される。造影剤検出器は、様々なプロセスを使用してサンプルから造影剤応答を検出するように構成される。様々なプロセスはそれぞれ、同じサンプルの少なくとも1つを使用する。プロセッサは、造影剤画像内の様々なプロセスを使用するサンプルからの応答の比率が変化する場合に造影剤画像を生成するように構成される。ディスプレイは、造影剤画像を表示する働きをする。

30

【0007】

本発明は、後述する特許請求の範囲によって定義され、この節はそのような特許請求の範囲の限定と解釈されるべきでない。本発明の更なる態様及び利点は、好ましい実施形態と共に後述される。

【図面の簡単な説明】

【0008】

構成要素と図は、必ずしも一律の縮尺ではなく、むしろ本発明の原理を示すために強調されている。更に、図では、様々な図全体にわたって、類似の参照数字は対応する部品を指す。

40

【0009】

【図1】造影剤の医用超音波イメージングのための方法のフローチャートを示す図である。

【図2】造影剤の医用超音波イメージングのための別の方法のフローチャートを示す図である。

【図3】超音波造影剤イメージングシステムの一実施形態のブロック図を示す図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 0 】

自動造影剤イメージングが提供される。造影剤画像は、典型的には、非線形気泡挙動を撮像する低出力（低MI）パルスシーケンスを使用して生成される。一般に使用される2つの方法は、3パルスシーケンス（例えば、立方基本波応答のイメージング）と2パルスシーケンス（例えば、第2、更に高次、又は偶数高調波応答のイメージング）である。一般に、3パルスシーケンスは、特に、身体全体に高濃度の造影剤が存在する造影剤イメージング検査の開始時の近くでは、2パルスシーケンスより高レベルの感度を有することが分かっている。造影剤の共振帯域内のイメージング周波数を使用する2パルスシーケンスで撮像するとき、2パルスシーケンスは、検査の後半の部分で3パルスシーケンスよりも高い気泡感度を有する。したがって、3パルスシーケンス感度は、後半の段階では低すぎ、ユーザは、造影剤が存在するときでも造影剤がもはや存在しないという印象を受けることがある。

10

【 0 0 1 1 】

2パルスシーケンスと3パルスシーケンスは両方とも、造影剤の応答を決定するために使用されることがある。応答は、しきい値処理などを使用して、全感度レベルに関して実時間で分析され、超音波システムは、より高い気泡感度を提供する造影剤イメージングを自動的に行う。同じデータセットから2パルスと3パルスの両方の手法の情報を得るために、専用パルスシーケンスが使用されることがある。この専用パルスシーケンスは、実時間造影感度又は検査フェーズを使用する自動決定のためのデータを導出するために使用される。

20

【 0 0 1 2 】

図1は、造影剤の医用超音波イメージング方法の一実施形態を示す。超音波システムは、異なるタイプの造影剤イメージングを使用するように構成される。造影剤イメージングに対する各タイプの相対寄与率は、造影剤応答の比較に基づく。

【 0 0 1 3 】

この方法は、図3のシステム又は異なるシステムによって実施される。例えば、動作12で、超音波システムのビームフォーマとトランスデューサが使用される。システムの造影剤検出器が、動作14を実行する。プロセッサが、動作16及び18を行う。超音波システムが、動作20を行う。他の装置又は装置の組み合わせが、動作のいずれに使用されてもよい。

30

【 0 0 1 4 】

動作は、示された順序で行われてもよく別の順序で行われてもよい。示されたように、動作12は、各タイプの造影剤検出のために行われ、その後、各タイプの造影剤検出のために動作14が行われる。別の順序で、動作12及び14は、あるタイプの造影剤検出のために連続して行われ、次に別のタイプのために繰り返され、その後で動作16が行われる。

【 0 0 1 5 】

追加の動作、異なる動作、又はこれより少ない数の動作が提供されてもよい。例えば、造影剤イメージングを行う超音波システムを構成するための動作が追加される。別の例として、繰り返しのための動作20から動作12へのフィードバックは提供されない。

40

【 0 0 1 6 】

動作12で、患者の部位が走査される。走査は、超音波による。送信ビームフォーマは、様々な要素に関する電気波形を生成する。波形は、患者内の1本以上の走査線に沿って音響送信ビームを集束するために相対的に遅延又は整相されかつアポタイゼーションされる。電気波形は、波形を音響エネルギーに変換するトランスデューサに印加される。音響エネルギーは、患者内に伝わる。音響エネルギーからのエコーが、トランスデューサによって受け取られる。トランスデューサは、各素子で、受け取った音響エネルギーを電気受信信号に変換する。受信ビームフォーマは、送信ビーム1本当たり1本以上の走査線のそれぞれに沿った音響応答を表すサンプルの受信ビームを形成するように、信号を遅延又は整相しかつアポダイゼーションする。様々な走査線又は走査線群に沿った送信と応答受信

50

を繰り返すことによって、患者の部位が走査される。

【 0 0 1 7 】

生成される画像ごとに、所定の走査線が 1 回以上走査される。得られた画像は、ある時間又は走査期間における造影剤を表す。走査は、他の時間又は期間に繰り返される。

【 0 0 1 8 】

部位は、造影剤を含むことがある。造影剤は、ガスで満たされたマイクロスフェアである。他の現在既知又は後に開発される医用超音波イメージング用造影剤が使用されてもよい。造影剤は、患者の血液に注入され、循環系内で移動する。造影剤の一部は、組織内に滲流することがある。造影剤を含む部位の走査は、造影剤を検出することである。組織又は血液を検出するための他の走査は、例えば他の走査モードと交互に使用されるなどして行われてもよい。

10

【 0 0 1 9 】

造影剤の走査は、造影剤検出に固有である。例えば、複数のパルス又はビームが、同一走査線に使用される。別の例として、複数のパルスは、異なる振幅及び / 又は整相を有する。あるいは、単一パルス又はビームが、造影剤応答を決定するために使用される。走査では、所定のタイプの造影剤イメージングのためのパルスが送信される。2 つ以上のタイプの造影剤イメージングが試験されるので、複数タイプの造影剤イメージングのためのパルスが送信される。

【 0 0 2 0 】

一実施形態では、様々なタイプの造影剤イメージングが、1 つ以上のパルスからの応答を共有する。様々なタイプの検出を使用して造影剤を検出するための情報を収集する時間を短縮するため、走査は、応答の全て又は少なくとも幾つか、全て又は複数の検出タイプで使用されるように構成される。1 つのタイプの造影剤検出のための造影剤パルスシーケンスは、同じデータ収集からそのタイプと別のタイプとに関する造影剤画像の生成を可能にするように修正される。

20

【 0 0 2 1 】

一例では、パルスシーケンスは、造影剤の立方基本波応答 (cubic fundamental response) と、第 2 又は偶数高調波応答を撮像するためのものである。立方基本波の場合、3 つ以上のパルスが、 $[-1 \quad 2 \quad -1]$ によって表されたような異なる位相と振幅で送信される (例えば、第 1 と第 3 のパルスの位相が第 2 のパルスの位相と 180 度 (「 $-$ 」) ずれており、第 2 のパルスの振幅が他の 2 つのパルスの 2 倍である)。応答は、受信時に等しい重み付けがされて加算される。第 2 又は偶数高調波の場合、2 つのパルスは、同じ振幅かつ逆位相で送信される (例えば、 $[1 \quad -1]$)。受信時に、2 つのパルスに対する応答は、同じ重み付けがされて加算される。いずれのタイプの造影剤イメージングにも、例えば送信は等しい振幅及び / 又は整相であるが受信は重み付けされかつ / 又は整相された、他のシーケンスが使用されてもよい。

30

【 0 0 2 2 】

2 つのタイプのシーケンスは、単独では、両方のタイプに対する十分な応答を有さない。シーケンスは、情報を共有するために組み合わせられるか修正される。例えば、立方基本波パルスシーケンスに第 4 のパルスが追加されて、 $[-1 \quad 2 \quad -1 \quad 1]$ などの第 2 高調波シーケンスが提供される。立方基本波は、最初の 3 つのパルスからの応答を使用し、第 2 高調波は、最後の 2 つのパルスからの応答を使用する。第 3 のパルスからの応答は、両方のタイプの造影剤イメージングによって共有される。

40

【 0 0 2 3 】

2 つ以上のタイプの造影剤イメージングに必要なパルス数を減少させる、より大きな重複が提供されてもよい。立方基本波シーケンスは、ある期間にわたって繰り返される。各繰り返しは同一ではなく (例えば、 $[-1 \quad 2 \quad -1 / -1 \quad 2 \quad -1 / -1 \quad 2 \quad -1 \dots]$)、位相は、繰り返しごとに 180 度変更される。例えば、シーケンスは、少なくとも 2 つの振幅と少なくとも 1 つの位相差を有する少なくとも 3 つのパルスを有するが、各繰り返しは、以前のシーケンスと位相が 180 度ずれる (即ち、逆位相又は反転位相を有

50

する修正トリプレット)。一実施形態は、 $[+1 \quad -2 \quad +1 / -1 \quad +2 \quad -1 / +1 \quad -2 \quad +1 / \dots]$ として提供される。各パルスに応じて複数の走査線からの応答を受け取るようにマルチビーム受信が使用される。その結果、1本の走査線が、様々なパルスから受け取った応答を有することがある。立方基本波応答は、ある位置では横方向位置 $[-1 \quad +2 \quad -1]$ と別の位置では $[1 \quad -2 \quad 1]$ のそれぞれにトリプレットを追加することにより構成される。第2高調波は、2つの横方向位置に $[-1 \quad 1]$ や $[1 \quad -1]$ などの同じパルス及び応答を使用する。

【0024】

重複情報を有する別の例示的シーケンスは、逆位相のパルスを使用するが、送信アパーチャに使用されるサイズ又は数の素子を有するアポダイゼーション又は相対振幅を実施する。増幅による異なる振幅又は異なる振幅を有する電氣的波形を有するパルスを送信する代わり又は追加として、音響パルス振幅が、送信アパーチャサイズを使用して変更される。例えば、4パルスシーケンスが形成され、その場合、偶数(e)と奇数(o)の素子群が切り換えられて振幅変調パターンが提供される。反転された3パルスごとに繰り返されるのではなく、シーケンスは、 $[+1 \quad o \quad -2 \quad +1 \quad e \quad +2 / +1 \quad o \quad -2 \quad +1 \quad e \quad +2 / \dots]$ である。このシーケンスでは、立方基本波応答は、最初の3つのパルスを使用して構成されるが、第2高調波応答は、シーケンスから $[-2 \quad +2]$ ファイアリングで構成される。電氣的送信波形の異なる振幅を使用せずに他の素子グループ群を使用して、音響パルスの振幅を設定してもよい。

【0025】

他のシーケンスが、立方基本波及び/又は第2高調波応答に使用されてもよい。他の又は同じシーケンスが、他のタイプの造影剤検出に使用されてもよい。

【0026】

動作14で、超音波イメージングシステムの検出器が、造影剤を検出する。造影剤からの応答は、組織又は血液による情報からコントラスト情報を分離するフィルタリング、加算、整相、減算又は他のプロセスによって検出される。分離は、部分的でもよい(例えば、はっきりと分離されていなくともよい)。検出は、動作12の走査によって生じる超音波データからのものである。

【0027】

2つ以上の異なる造影剤イメージング技法が使用される。様々なパラメータによって、異なるタイプの造影剤検出を提供する。造影剤イメージングパラメータには、送信シーケンス、検出技法、送信変調周波数、送信帯域幅、送信符号化、1走査線当たりの送信焦点数、1走査線当たりの送信パルス数、1画像当たりの送信線数、送信間の時間、速度スケール、反射抑制パルス、受信帯域幅、受信復調周波数、検出前利得、及び検出後利得がある。他の現在既知又は後で開発される造影剤イメージングパラメータが、提供され、設定され、変更されることがある。

【0028】

造影剤の基本、調和、又は部分調和応答が検出される。受信信号は、所望の通過帯域における情報を分離するためにフィルタリング又は結合される(例えば、複数のパルスからの信号の減算、加算又は重み付け加算/減算)。得られたエコー信号のエンベロープ若しくは強度、フロー若しくはドップラプロセッサからのエネルギー又は他の技法を使用して、フィルタリングされかつ/又は組み合わされた受信信号から応答を検出する。

【0029】

1つのタイプの検出では、1つのパルスから特定の周波数帯の応答が検出される。造影剤応答を分離するためにフィルタリングが使用される。例えば、フィルタリングは、基本波又は周波数帯を除去又は減少させる高域フィルタであり、第2、第3及び/又はそれ以上の高調波帯域を残す。造影剤に少なくとも部分的に固有の分数調波又は他の調波用のフィルタが使用されてもよい。

【0030】

別の実施形態では、受信信号は、180度位相ずれた2つ以上の送信など、異なる位

10

20

30

40

50

相を有する同一又は隣接走査線に沿った送信に応答する。検出器は、同一又は隣接走査線を表す信号を加算又は減算によって結合する。結合前に、受信信号と等しいか又は異なる重みが適用されてもよい。他の実施形態では、送信パルスは、同じであるが、受信時に減算される。

【0031】

更に別の実施形態では、受信信号は、様々な振幅を有する同一又は隣接走査線に沿った送信に応答する。受信信号は、1つ以上の受信線に関して、180度移相やそれより少ないか多い移相など、様々な位相と関連付けられてもよい。検出器は、有限インパルス応答フィルタなどによって、等しいか等しくない重みを使用して受信信号を結合する。

【0032】

一実施形態では、3つの別個の波形が、同じ位相及び振幅で送信される（例えば、 $\begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix}$ ）。検出されたデータごとに、3より少数又は多数のパルスが使用されてもよい。検出器は、 $\begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 \end{bmatrix}$ フィルタなどで、受信データに重み付けする。

【0033】

別の実施形態では、受信信号は、同じ振幅及び/又は位相を有する同一又は隣接走査線に沿った複数の送信に応答する。2つ以上の異なる送信イベント中に造影剤が破壊されるか分裂したとき、受信データは、相関関係喪失（LOC: loss-of-correlation）を有する。第2のデータは、第1のデータと異なる。応答の変化が検出される。

【0034】

他の相関関係喪失検出シーケンスが可能である。例えば、従来のカラーフローイメージングに使用される多くのシーケンスは、動き（関連付けられたか部分的に関連付けられた）の検出に加えて、相関検出喪失を提供する。カラードップラー速度（CDV）やカラードップラーエネルギー（CDE）などのイメージングモードを有する動きを検出するシーケンスも、相関関係喪失を検出する。検出可能なエネルギー又は速度は、2つ以上のパルス間の差から生じる。2つ以上のパルスが送信された後で複数の受信パルスを使用する他の方法が使用されうる。

【0035】

造影剤検出技法は、信号強度の増大又は信号強度の低下の検出に基づいてもよい。造影剤が、1つのパルスによって破壊されたとき、第2のパルスが、どの造影剤からも反射しないことがある。返される信号は、第2のパルスの方が少ない。一実施形態では、造影剤を破壊するパルスが送信された後、検出器は、1つ以上の受信信号から造影剤を検出する。

【0036】

様々なタイプの造影剤検出の更に他の例では、電力変調、位相反転、電力パルス反転、パルス反転、電力高調波、分数又は超高調波、又は類似の送信シーケンス及び検出が提供される。

【0037】

他のタイプの造影剤検出は、立方基本波応答の検出を含む。各送信シーケンスは、少なくとも部分的に、パルスの数、パルスの位相及びパルスの振幅によって規定される。例えば、複数の送信パルスには、相互パルス振幅及び位相変調が提供される（例えば $\begin{bmatrix} 0 & 5 \\ -1 & 0 & 5 \end{bmatrix}$ ）。インターパルス振幅及び位相変調は、造影剤からの非線形信号の検出を可能にし、適切な受信フィルタリングは、組織信号を抑制し、組織信号からコントラスト信号を分離することがある。立方基本波応答の走査に関して前述したような任意の非線形検出技法が使用されうる。

【0038】

任意の複数タイプの造影剤検出が行われる。違いは、走査、組み合わせ、及び/又は他のパラメータにある。1つの例では、立方基本波及びプラス反転（即ち、第2又は偶数高調波）検出が行われる。様々なタイプの検出を行うことによって、検出から得られる感度及び/又は特異性が異なることがある。

【0039】

10

20

30

40

50

別の手法では、様々なタイプの造影剤検出が、同じパルスシーケンスを使用する。異なる中心周波数、異なる帯域幅又はこの両方を有する異なる受信ベースバンドフィルタリングが、様々な応答を区別するために使用され、様々な技法が提供される。適応バックエンド処理（例えば、受信ベースバンドフィルタリングパラメータ - 中心周波数、フィルタ帯域幅など）は、同じデータセットから2つの画像を生成する。例えば、3パルス立方基本波送信パルスシーケンス（即ち、 $[1 \quad -2 \quad 1]$ ）と $[1 \quad 1 \quad 1]$ の受信重み付けが使用される。受け取ったシーケンス又は組み合わせ信号から非線形（立方）基本波応答及び第2高調波応答の両方を生成するために、中心周波数及びベースバンドフィルタ帯域幅を変更することによって様々なタイプの検出が提供される。

【0040】

10

検出は、造影剤を表すデータを提供する。患者の同じ位置及び/又は部位に2つ以上のタイプの検出が行われるので、所定の時間又は期間における造影剤応答を表す複数のデータセットが提供される。様々なタイプの造影剤検出によって、走査部位内の任意の造影剤とは異なる応答情報が得られる。

【0041】

動作16で、造影剤の検出応答が比較される。プロセッサは、2つ以上の異なる造影剤イメージング技法からの応答を比較する。

【0042】

比較には任意の手段が使用されうる。例えば、比較は、造影剤感度のものである。より大きな造影剤反射又は検出が得られる技法が識別される。感度は、データの信号対雑音比として測定されることがある。別の実施形態では、感度は、しきい値処理によって測定される。しきい値レベルより低い信号は、造影剤からのものでないようゼロにされるか、ゼロと仮定される。残りの信号は、感度の大きさとして、加算、平均、又は他の方法で組み合わせられる。更に他の実施形態では、最大信号、応答を有する位置の数、又は大きさの組み合わせなどの他の大きさが使用されてもよい。

20

【0043】

大きさが比較される。最大又はより大きい感度又は他の特性を有する造影剤技法が決定される。最小又は他の比較基準が使用されてもよい。比較は、所定の時間及び患者に関するある技法の他の技法に対する優先順位又は格付けを提供する。

【0044】

30

動作18で、様々な造影剤イメージング技法の相対寄与率が選択される。プロセッサは、動作16の比較に基づいて、相対寄与率を選択する。選択は、動作20で造影剤イメージングに使用する技法に関する。複数の造影剤イメージング技法それぞれの相対寄与率が選択される。

【0045】

一実施形態では、選択は、単一造影剤イメージング技法だけのものである。2つ以上の技法からの応答が比較される場合、1つの技法だけが選択される。他の技法は使用されない。相対寄与率に関して、ある技法は、全ての寄与を提供し、別の技法は、どの寄与も提供しない。

【0046】

40

別の実施形態では、相対寄与率は、二項対立でもなく1つの技法だけのものでもない。複数の技法が選択される。全ての技法又は一部の技法だけが選択される。選択された技法に関して、相対寄与率は、ゼロより大きく全てより小さい。相対寄与率は、様々な造影剤イメージング技法の比率であり、1.0より小さく0.0より大きい。比率を設定するために、任意の線形又は非線形重み付けが適用されうる。例えば、相対寄与率を設定する各技法に適用される重みは、比較による感度又は優先順位の差に基づく。比較結果の相対重みへの他のマッピングが使用されうる。

【0047】

動作20で、選択された造影剤イメージング技法を使用して、造影剤イメージングが行われる。超音波イメージングシステムは、1つ以上の造影剤画像を生成する。画像は、デ

50

イスプレイ及び／又はメモリに出力される。

【 0 0 4 8 】

生成された画像は、動作 1 2 の走査から得たデータを使用する。既を取得したデータは、一次元、2 次元又は三次元画像を生成するために使用される。代替又は追加として、選択された技法を使用して、次の走査、検出及びイメージングが行われる。

【 0 0 4 9 】

造影剤イメージングは、選択された相対寄与率に基づいて行われる。1 つの技法だけが選択された場合、造影剤イメージングは、その技法を使用して行われる。例えば、立方基本波技法が選択される。画像は、立方基本波応答のものである。その後のイメージングも立方基本波応答のものでよい。1 つ以上の画像を生成するために他の技法は使用されない。

10

【 0 0 5 0 】

相対寄与率が、2 つ以上の技法からの寄与を含む場合、1 つ以上の画像は、複数の技法からの情報を含む。イメージングでは様々な技法からの応答が組み合わせられる。任意の組み合わせが使用されうる。例えば、ある技法のデータが、カラースケールにマッピングされ、別の技法によるデータが、異なるカラースケール又はグレースケールにマッピングされる。より大きい相対寄与率を有する技法からのデータは、より明るい色かより特徴的な彩色など、より大きい寄与率を示すカラー又は他のマッピングを使用する。別の例として、様々な技法からのデータは、加重平均によって組み合わせられる。使用される重みは、相対寄与率であるか、相対寄与率から決定される。各位置に関して、様々な技法の応答による加重平均が行われる。得られた値又は強度は、例えばグレースケール強度又は色を変調するために画像に使用される。

20

【 0 0 5 1 】

組み合わせは、相対寄与率の関数である。重み、マッピング又は他のイメージング特徴が、相対寄与率から決定される。例えば、より大きい寄与率を有する技法からのデータほど強く重み付けされる。

【 0 0 5 2 】

相対寄与率及び対応する選択された技法に基づいて、任意数の画像が生成される。一実施形態では、比較と選択は、検査ごとに行われる。後のイメージングは、検査の残りの部分に対して、又はユーザが繰り返しをトリガするまで、選択された技法と相対寄与率を使用する。後のイメージングは、選択されなかった技法に必要なパルスなしに、選択された技法のためだけの走査を含む。

30

【 0 0 5 3 】

別の実施形態では、造影剤イメージングは、既を取得されたデータだけを使用して行われ、このプロセスは、次の画像を取得するために繰り返される。動作 1 2 ~ 2 0 の繰り返しによって、選択された技法及び対応する画像は、造影剤濃度などの任意の状態変化を考慮するために更新される。

【 0 0 5 4 】

動作 1 2 ~ 1 8 の繰り返し前に、任意数の画像が生成されてもよい。1 だけより多くかつ全てより少ない残りの部分が生成される。例えば、選択された技法の造影剤イメージング及び対応する走査と検出とは、1 つ以上の画像を生成するために繰り返し行われる。技法を選択する動作（例えば、動作 1 2 ~ 1 8 ）は、例えば 2 秒、5 秒、2 0 秒又は他の期間ごとに定期的に繰り返される。

40

【 0 0 5 5 】

あるいは、進行中の画像は、例えば、平均造影剤信号が、初期平均からある比率又は量だけ逸脱するときにトリガするように繰り返しをトリガするために使用される。他のトリガが使用されてもよい。

【 0 0 5 6 】

タイマを使用するか造影剤情報に適合させるかによって、選択する繰り返しは、一定であるか、選択された造影剤技法の走査とイメージングの繰り返しよりも疎である。繰り返

50

しが疎の場合は、選択された造影剤技法が、次の繰り返しまで造影剤画像を走査し生成するために使用される。動作 12 ~ 18 の特別のシーケンスは、走査と検出が、より多くの技法に行われかつ / 又は通常は造影剤イメージング中に行われない比較を伴うので、収集し処理するのに長い時間がかかることがある。動作 12 ~ 18 の繰り返しは、造影剤画像感度だけを測定するために使用されることは希である。動作 18 で選択が再び行われた後で、動作 20 の造影剤イメージングは、選択された技法に必要な送信シーケンスだけを使用する（例えば、立方基本波又は第 2 高調波それぞれの 3 パルス又は 2 パルスが、時間の残りの部分に使用される）。このように、フレームレートは、繰り返しがもっと頻繁な場合より高いことがある。

【0057】

繰り返しは、患者のイメージングセッション中に 1 回以上行われる。患者の造影剤ベースの検査の場合、造影剤に関して、トランスデューサが選択され、超音波システムが構成され、造影剤が注入され、患者が音響的に走査される。イメージングセッションは、造影剤が検出されなくなるまで続いてよい。超音波走査は、超音波システムを停止する音波検査者により終了する。検査は、追加の造影剤の注入により繰り返されてよい。30 分から 1 時間後などのある時点で、特定のイメージングセッションに関する患者の約束が終了する。イメージングセッションは、特定の患者の約束及び / 又は連続期間にわたる患者の一貫イメージングのためのものである。このイメージングセッション中と走査の開始後に、図 1 の方法が行われ、少なくとも 1 回繰り返される。

【0058】

図 2 は、造影剤の代替医用超音波イメージング方法のフローチャートを示す。感度は、イメージングセッション中に測定されるような感度に適応するのではなく、仮定されたものであってもよい。2 つ以上の技法の既知又は可能性のある感度及び患者内の造影剤の既知又は可能性のある進行を使用して、技法は、計測時間に基づいて切り換えられる。

【0059】

追加の動作、異なる動作、又は少ない数の動作が提供されてもよい。例えば、図 2 の計測時間に基づく切り換えは、図 1 の感度の大きさに基づく切り換えの動作と共に使用されてもよい。計測時間は、1 つの切り換えを行うために使用されるが、走査による測定値は、イメージングセッション中に別の切り換えを行うために使用される。別の例では、造影剤を注入し、超音波システムを構成し、かつ / 又はトランスデューサを位置決めする動作が行われる。動作は、示された順序で行われてもよく別の順序で行われてもよい。

【0060】

動作 22 では、超音波システムは、1 つのタイプの造影剤イメージングを行う。造影剤を走査部位に流入する直前及び / 又はその最中の開始など、イメージングセッション中のどこかの時点で、患者が走査され、造影剤イメージングの技法を使用して画像が生成される。

【0061】

任意の技法又は技法の組み合わせが使用されてもよい。例えば、走査、検出及びイメージングは、造影剤の立方基本波応答を使用する。一実施形態では、立方基本波応答だけが使用される。走査は、様々な振幅と位相を有するパルス送信を使用する。受信時に、パルスに対する応答の組み合わせによって、他の周波数に対する立方基本波における情報が分離又は強化される。立方基本波応答は、グレースケール又はカラー画像を生成するために検出され使用される。

【0062】

別の実施形態では、造影剤イメージングは、2 つ以上の造影剤イメージング技法に関して行われる。様々なタイプの造影剤イメージングを使用して検出されたデータが混合される。組み合わせの相対寄与率は、立方基本波データを第 2 又は偶数高調波データの重み付けより強く重み付けするように、事前に決定される。重み付けされたデータは、加重平均で加算される。加重平均は、走査部位の様々な造影剤位置の各位置に対して行われる。イメージングにおける様々なカラースキームを使用する組み合わせなど、他に混合又は組み

10

20

30

40

50

合わせを使用してもよい。

【 0 0 6 3 】

動作 2 4 で、イメージングセッションの時間が決定される。タイマは、タイマの開始からの時間を決定する。あるいは、2 つの時間の差が使用されてもよい。

【 0 0 6 4 】

計測時間は、患者への造影剤の注入からものである。タイマは、注入時に始動する。ユーザは、造影剤注入の開始前、注入中又は注入後にタイマをトリガしてもよい。あるいは、注入ポンプは、超音波システムと通信し、超音波システムは、ポンプからの注入信号に応じてタイマを始動させる。

【 0 0 6 5 】

注入からの時間計測の他の代替実施形態では、タイマは、造影剤が走査領域に達したときに始動される。ユーザは、動作 2 2 の造影剤イメージングを使用して、造影剤が見えたときにタイマを手動で作動させる。手動作動の代わりに、自動作動が提供され、その場合、超音波システムは、しきい値レベルを超えた造影剤応答（例えば、造影剤信号の和又は平均）を測定する。十分な造影剤が検出された後、超音波システムは、タイマを始動させる。更に他の実施形態では、注入による造影剤レベルがピークから低下し始めた（例えば、ウォッシュアウトが始まった）後でタイマをトリガするなどの造影剤レベルの変化が使用される。

【 0 0 6 6 】

タイマは、造影剤イメージングの切り換えを制御する。カウントに達するか、開始からある一定の時間量になったことによって、時間が終了したとき、スイッチが作動する。任意の期間の時間が決定されてもよい。計測時間は、様々な造影剤イメージング技法の感度の予想推移に基づく。例えば、立方基本波の感度は、ウォッシュアウトの開始時に、又は造影剤の量若しくは濃度が所定のレベルより減少したときに、低下し始める。第 2 高調波感度は、特定の時点で立方基本波より高い。感度を測定するのではなく、タイマの開始から相対感度の転換 - 予測までの時間が推定される。タイマは、推定時間を示す。

【 0 0 6 7 】

任意の時間量が推定される。一実施形態では、時間は、造影剤が存在する中間時間経過後である。中間時間は、造影剤のタイプ、患者、検査される患者の部位及び / 又は他の情報に基づいて推定されてもよい。中間時間ではなく、ピーク濃度の時間、最後の 3 分の 1、ウォッシュアウト開始の時間、又は他の時間が推定されてもよい。

【 0 0 6 8 】

造影剤イメージングの位相は、時間が決定され、造影剤イメージングのタイプを切り換えるために使用される。例えば、初期段階で、2 つ以上の技法から混合されたより強く重み付けされた立方基本波画像又は他のタイプを有する画像が示される。造影剤が進行する後の段階で、第 2 高調波画像又はより強く重み付けされた第 2 高調波を有する混合画像が示される。

【 0 0 6 9 】

動作 2 6 で、超音波システムは、様々なタイプの造影剤イメージングに切り換わる。タイマが所望の時間又は期間に達したとき、超音波システムは、行われる造影剤イメージングのタイプを自動的に変更する。切り換えは、例えば初期タイプの造影剤イメージングを使用する低いか不十分な感度の推定時間になど、イメージングセッション中に行われる。

【 0 0 7 0 】

切り換え時に様々なタイプの造影剤イメージングが使用される。例えば、超音波システムは、第 2 又は偶数高調波を使用して、走査、検出及びイメージングに切り替わる。切り換え後に使用される造影剤イメージングのタイプは、単に第 2 又は偶数高調波の技法である。あるいは、同じ技法が使用されるが、相対寄与率が切り換わる。例えば、第 2 高調波技法のデータは、立方基本波のデータより弱い重み付けから強い重み付けに遷移する。他の代替では、1 つ以上の技法の置き換え、追加、除去など、技法の組み合わせが切り換わる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

図 3 は、造影剤の超音波イメージングシステム 5 0 を示す。システムは、図 1、図 2 又はその両方の方法を実施する。あるいは、イメージングセッション中に測定又は予測された感度に基づいて造影剤イメージングのタイプを切り換える他の方法が、システム 5 0 によって実施される。

【 0 0 7 2 】

システム 5 0 は、トランスデューサ 5 4、送信増幅器 5 3 を有する送信ビームフォーマ 5 2、受信ビームフォーマ 5 6、検出器 5 8、メモリ 6 4、プロセッサ 6 2 及びディスプレイ 6 0 を含む。造影剤、B モード、及びフロー又はドップライメージングと関連付けられた複数の検出器を含むような、追加の構成要素、様々な構成要素又は少ない構成要素が提供されてもよい。別の例として、取得した極座標データをディスプレイ 6 0 用の直角座標形式のデータフォーマットする走査変換器が提供される。システム 5 0 は、様々なメーカのいずれかからの医用診断超音波システムである。

【 0 0 7 3 】

トランスデューサ 5 4 は、圧電材料の単一素子又は複数素子である。代替実施形態では、トランスデューサ 5 4 は、容量性薄膜構造を有する。複数の素子の場合、トランスデューサ 5 4 は、線形、湾曲線形又は多次元配列である。電気エネルギーと音響エネルギーの間で変換する他のトランスデューサを使用することができる。トランスデューサ 5 4 は、送信増幅器 5 3 によって設定された出力で音響波形を出力する。音波は、送信ビームフォーマ 5 2 の設定に応じて 1 つ以上の走査線に沿って送信される。送信された音波は、やはり送信ビームフォーマ 5 2 によって設定された振幅、位相、中心周波数、帯域幅、符号化及び焦点を有する。音響波形が所定の走査線に沿って送信される回数とパルス繰返し間隔も、送信ビームフォーマ 5 2 によって設定される。

【 0 0 7 4 】

送信ビームフォーマ 5 2 は、1 つ以上の波形発生器、サンプルメモリ、発振器、遅延、位相回転子、フィルタ、送信増幅器 5 3、デジタルアナログ変換器、他のデジタル構成要素、アナログ構成要素、及び任意の他の現在既知又は今後開発される送信ビームフォーマ構成要素を含む。送信ビームフォーマ 5 2 は、患者の部位を走査するための相対遅延とアポダイゼーションを有する 1 つ以上の電気波形とを生成する 1 つ以上のチャンネルに構成される。各チャンネルの波形は、振幅、他のチャンネル又は異なる時間における同じチャンネルの他の波形と比較した相対位相、中心周波数、帯域幅（例えば、サイクル数と波形タイプ）、及び符号化（例えば、周波数符号化のためのチャープあり又はチャープなし）を有する。様々なチャンネルにわたる波形の相対遅延とアポダイゼーションは、所定の送信イベント又は連続送信イベントの所定の走査線又は複数の走査線に沿った 1 つ以上の焦点を提供する。波形は、送信ビームフォーマ 5 2 の設定に応じて 1 つ以上の走査線に沿って送信するように生成される。音響波形が所定の走査線に沿って送信される回数とパルス繰返し間隔も、送信ビームフォーマ 5 2 によって設定される。

【 0 0 7 5 】

送信増幅器 5 3 は、トランスデューサ 5 4 に接続し、可変増幅器、デジタルアナログ変換器、又は送信波形の出力、ピーク電圧若しくは他の電力特性を変化又は増大させる他のアナログ又はデジタル装置である。代替実施形態では、送信増幅器 5 3 は、送信波形と関連した電力を減少させる分圧器又は他の装置を含む。送信ビームフォーマチャンネル又はトランスデューサ素子ごとに別個の送信増幅器 5 3 が提供されるが、複数のチャンネル又は素子に 1 つの送信増幅器 5 3 が使用されてもよい。一実施形態では、送信増幅器 5 3 は、ビームに沿って送信するためのアポダイゼーションを適用し、送信ビームフォーマ 5 2 の一部として含まれる。

【 0 0 7 6 】

送信増幅器 5 3 とトランスデューサ 5 4 を使用して、送信ビームフォーマ 5 2 は、造影剤走査のためのパルスシーケンス又は送信ビームを生成する。所定の走査線又は隣接走査線に沿ったパルスシーケンスは、同じか異なる振幅及び / 又は相対整相を有する。例えば

、増幅器 5 3 及び / 又はアパーチャ選択 (例えば、偶数又は奇数チャネル) を使用する振幅は異なる。正弦波又は周期波形を生成する際に様々な相対遅延又は整相を使用する位相は異なる。ある送信は、ゼロ値から上昇する波形で始まってよく、その後の送信は、ゼロ値から下降する波形で始まってよい。代替実施形態では、単一パルスが、造影剤イメージングに望ましい振幅で所定の走査線に沿って送信される。

【0077】

送信増幅器 5 3 から出力された送信波形は、トランスデューサ 5 4 によって音響エネルギーに変換される。音響エネルギーと任意の造影剤に応じたエコー信号が、トランスデューサ 5 4 によって受け取られる。トランスデューサ 5 4 は、エコー信号を電気信号又はデータに変換する。データは、1 つ以上のデジタルサンプル又はアナログ情報を含む。エコー信号は、受信ビームフォーマ 5 6 に提供される。

10

【0078】

受信ビームフォーマ 5 6 は、増幅器、チャネルフィルタ、位相回転子、マルチプライヤ、アナログデジタルコンバータ、加算器、ポストサムフィルタ、メモリ、バッファ、復調器、デジタル構成要素、アナログ構成要素、及び任意の他の現在既知又は今後開発される受信ビームフォーマ構成要素を含む。受信ビームフォーマ 5 6 は、1 つ以上のトランスデューサ素子と接続された 1 つ以上の受信チャネルに構成される。受信チャネルは、走査線に沿って集束するためのチャネルの機能として、相対遅延、アポダイゼーション及び重み付けを適用する。受信チャネルデータは、加算されてビーム成形データを構成する。チャネル内のフィルタを使用するか加算器の後で、データの帯域幅が調整される。復調器は、基本波、分数高調波 (例えば、1.5 高調波)、第 2 高調波、又は基本送信周波数の他の高調波などの 1 つ以上の受信周波数に復調する。ダイナミックレンジ、ノイズフロア、及び他のゲイン調整などの受信事前検出ゲインは、受信ビームフォーマ 5 6 によって実現される。受信ビームフォーマ 5 6 は、送信シーケンスのパルスに応じたサンプル又はデータを出力する。サンプルは、1 つ以上の横方向及び / 又は高さ方向に離間した走査線のそれぞれに沿った 1 つ以上の深さの出力である。

20

【0079】

受信ビームフォーマ 5 6 及び / 又は造影剤検出器 5 8 は、1 つ以上のバッファ、位相回転子、マルチプライヤ及び / 又は加算器を含んでもよい。有限インパルス応答フィルタ又はプロセッサが使用されてもよい。バッファは、様々なパルスに応じた所定の位置のサンプルを記憶する。サンプルは、位置ごとに位相回転され、重み付けされ、かつ / 又は加算される。様々なパルスに応じたサンプルの組み合わせによって、2 つ以上のパルスからのサンプルの加算などの造影剤検出のための複数のパルスベースの技法が、所望の周波数帯における情報を分離することができる。

30

【0080】

検出器 5 8 は、相関関係喪失検出器、B モード検出器、ドップラ検出器、フロー検出器、又は他の造影剤検出器である。前述の造影剤検出技法のどれが使用されてもよい。一実施形態では、検出器 5 8 は、イメージング造影剤並びに B モード及び F モード検出に使用される。あるいは、検出器 5 8 は、他のタイプのイメージングのために他の検出器とは別の造影剤検出に使用される。検出器 5 8 は、基本又は高調波信号、造影剤破壊、フロー又は破壊による相関関係喪失、あるいは他の現在既知又は今後開発される造影剤検出技法など、造影剤に応じた信号を検出する。

40

【0081】

一実施形態では、検出器 5 8 は、様々なプロセスを使用してサンプルからの応答を検出する。様々な技法のためのプロセスは、直列又は並列に行われる。造影剤応答は、様々なタイプの検出を使用して検出される。様々なタイプの検出からの応答は、別個のサンプル、同じサンプル、又は重複サンプルを使用してもよい。例えば、各プロセスは、所定の位置に同じサンプルの少なくとも 1 つを使用する。

【0082】

一例では、検出器 5 8 は、立方基本波プロセスを使用して検出し、第 2 高調波プロセス

50

(例えば、第2高調波のみ、第2以上の高調波、又は偶数高調波)を使用して検出する。検出は、感度を測定するために両方のプロセスに行われる。代わりに又は他の時に、あるプロセスの検出がある期間に行われ、他のプロセスの検出が異なる期間に行われる。所定の時間における造影剤イメージング中に、造影剤検出の唯一のプロセス又はプロセスの組み合わせが、検出器58によって実行される。様々なプロセス、プロセスの様々な組み合わせ、又はプロセスの寄与率の様々な重み付けが、別の時間における造影剤イメージング中に、検出器58によって実行される。

【0083】

プロセッサ62は、特定用途向け集積回路、汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、制御プロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイ、デジタル回路、アナログ回路、それらの組み合わせ、あるいは時間及び/又は検出感度に基づいて造影剤イメージングに使用されたプロセスを変化させる働きをする別の装置である。プロセッサ62は、超音波システム50の一部であるが、他の実施形態では別個のコンピュータ又はサーバでもよい。

10

【0084】

プロセッサ62は、超音波システム50に様々な時間に様々なタイプの造影剤イメージングを実施させるハードウェア、ソフトウェア及び/又はファームウェアによって構成される。プロセッサ62は、比較、選択及び/又は時間の決定などの幾つかの動作を行う。プロセッサ62は、ビームフォーマ52、56及び検出器58に造影剤検出の1つ以上のプロセスを実施させることなど、超音波スキャナの他の構成要素に他の動作を実行させてもよい。

20

【0085】

プロセッサ62は、走査によって、様々なプロセスの造影剤データを収集し、感度又は他の特性を測定し、応答を比較し、イメージングに使用する1つ以上のプロセスを選択するように構成される。代替又は追加として、プロセッサは、造影剤の注入に対する時間を決定し、計測時間に基づいて造影剤イメージングのプロセスを切り換えるように構成される。

【0086】

一実施形態では、プロセッサ62は、造影剤画像内の様々なプロセスのサンプルからの応答の比率が変化する場合に造影剤画像を生成するように構成される。この比率は、ある時間にあるプロセスを使用し別の時間に他のプロセスを使用するなど、二元でもよい。この比率によって、ある時間におけるプロセスの1つ以上からのイメージングのデータの混合又は他の組み合わせが行われてもよい。

30

【0087】

プロセッサ62は、この比率を、様々なプロセスの応答の造影剤に対する相対感度の関数として変化させるように構成される。プロセッサ62によって決定された大きさ又は計算された感度が使用される。あるいは、感度ではなく造影剤応答の他の大きさが使用される。更に他の実施形態では、プロセッサ62は、仮定又は推定された相対感度を使用するタイマに基づいて比率を変更する。

【0088】

メモリ64は、プロセッサ62及び/又はシステム50の他の構成要素によってアクセスされるキャッシュ、バッファ、RAM又は他のメモリである。メモリ64は、感度、計測時間情報、選択又は他の情報の大きさを記憶する。様々な技法を使用して造影剤イメージングの様々なプロセスを行うためのパルスシーケンス、検出又は他の制御情報が、システム50が使用して造影剤イメージングを行うために記憶される。

40

【0089】

代替又は追加として、メモリ64は、医用超音波診断における造影剤イメージングのプログラムされたプロセッサによって実行可能な命令を表すデータが記憶されたコンピュータ可読記憶媒体である。本明細書で述べたプロセス、方法及び/又は技法を実施するための命令は、キャッシュ、バッファ、RAM、取り外し可能媒体、ハードディスク又は他の

50

コンピュータ可読記憶媒体などのコンピュータ可読記憶媒体又はメモリ上に提供される。コンピュータ可読記憶媒体は、様々なタイプの一時的及び持久記憶媒体を含む。図に示され本明細書に記載された機能、動作又はタスクは、コンピュータ可読記憶媒体に記憶された1組以上の命令に応じて実行される。機能、動作又はタスクは、特定タイプの命令セット、記憶媒体、プロセッサ又は処理方式に依存せず、単独又は組み合わせで動作するソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって実行されてもよい。同様に、処理方式は、多重処理、マルチタスキング、並列処理などを含むことがある。一実施形態では、命令は、ローカル又はリモートシステムによって読み取るための取り外し可能媒体装置に記憶される。他の実施形態では、命令は、コンピュータネットワーク又は電話線を介して伝送するために遠隔地に記憶される。更に他の実施形態では、命令は、所定のコンピュータ、CPU、GPU又はシステム内に記憶される。

10

【0090】

ディスプレイ60は、モニタ、LCD、LED、プラズマ、プロジェクタ、プリンタ、又は他の現在既知若しくは今後開発される表示装置である。プロセッサ62及び/又は造影剤検出器58は、ディスプレイ60のための表示信号を生成する。ディスプレイ60は、患者の走査部位内の造影剤応答を表す画像を表示するように構成される。画像は、1つ以上の造影剤イメージング技法のデータから生成される。ある期間にわたる患者を表す一連の画像が表示される。一連の画像は、造影剤イメージングの2つ以上の異なるプロセスの異なる相対寄与率に対応する。1つ以上の造影剤イメージングパラメータを変化させることによって、様々な造影剤応答が検出される。得られる画像は、造影剤イメージングのプロセスの変化によって様々な時間に異なる感度及び/又は特異性を有する。

20

【0091】

以上、本発明を様々な実施形態を参照して説明してきたが、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変更及び修正を行うことができることを理解されたい。したがって、以上の詳細な説明が、限定ではなく実例と見なされるべきであり、また以下の請求項が、本発明の趣旨と範囲を規定するように意図された全ての等価物を含むことを理解されたい。

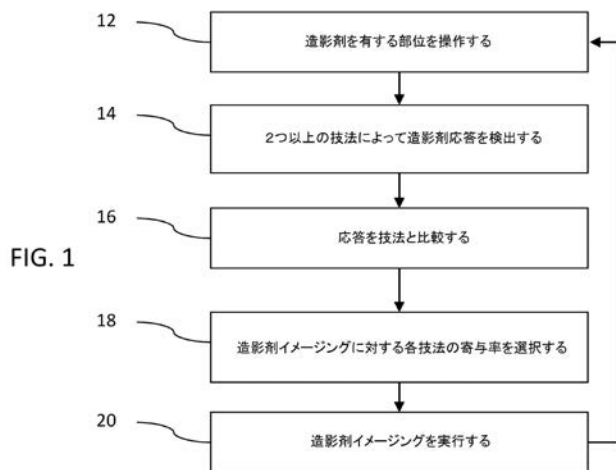
【符号の説明】

【0092】

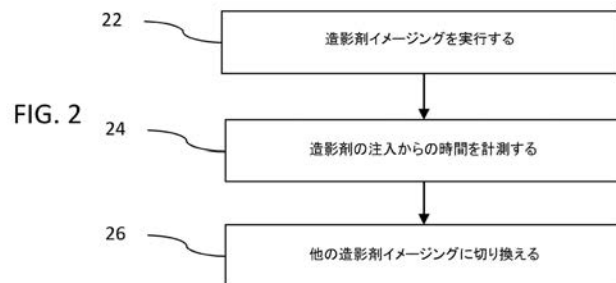
- 50 超音波イメージングシステム
- 52 送信ビームフォーマ
- 53 増幅器
- 54 トランスデューサ
- 56 受信ビームフォーマ
- 58 造影剤検出器
- 60 ディスプレイ
- 62 プロセッサ
- 64 メモリ

30

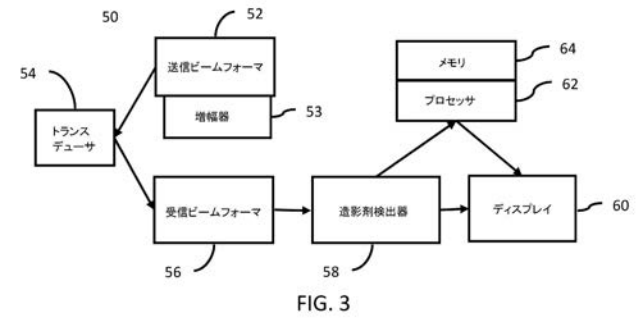
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 デイヴィッド ピー . ダンカン

アメリカ合衆国 9 8 0 5 9 ワシントン、レントン、1 8 0 番 アヴェニュー サウスイースト
1 3 3 1 9

(72)発明者 イスマイル エム . グラカー

アメリカ合衆国 9 4 0 6 2 カリフォルニア、レッドウッド シティ、クォーツ ストリート
4 7 5

(72)発明者 シヤオジュヨン ジェニー ズオン

アメリカ合衆国 9 8 0 7 5 ワシントン、サマミッシュ、サウスイースト 9 番 ウエイ 2 7
0 4 5

F ターム(参考) 4C601 DE06 DE10 EE03

【外国語明細書】

[TITLE OF INVENTION]

CONTRAST AGENT SENSITIVE MEDICAL ULTRASOUND IMAGING

[BACKGROUND]

[0001] The present embodiments relate to contrast agent imaging. In particular, contrast agent imaging in medical ultrasound imaging systems is enhanced.

[0002] The use of contrast agents in routine clinical examinations has become more common. When imaging ultrasound contrast agents, there are different approaches. The approach with the highest contrast agent detection (sensitivity) and tissue rejection (specificity) is desired. Higher sensitivity and specificity allows good visualization of the contrast agents. Different pulse sequences, probe optimizations, and processing may produce different levels of sensitivity. However, the approach with a sufficient sensitivity and specificity may change over the course of an exam. One approach may provide sufficient sensitivity at a beginning of an exam where there is a greater concentration of contrast agents, but may falsely show a lack of contrast agents later in the exam, leaving the user with the impression that no contrast agent is left in the patient or that the system is not imaging correctly. The user either assumes the system is operating correctly or verifies contrast agent detection by switching the imaging approach to check for contrast agents detected using a different process.

[BRIEF SUMMARY]

[0003] By way of introduction, the preferred embodiments described below include a method and systems for medical imaging of contrast agents. Rather than relying on one approach, the ultrasound system accounts for variation in sensitivity between different approaches. For example, the ultrasound system compares measures of sensitivity of different approaches. The approach with the greater sensitivity at a given time is emphasized in the imaging for that time. As another example, a timer may be used to switch approaches where the different approaches' relative sensitivity varies inversely over time.

[0004] In a first aspect, a method is provided for medical ultrasound imaging of contrast agents. A beamformer and transducer scan a region of a patient having contrast agents. A detector detects the contrast agents with at least two different contrast agent imaging techniques from ultrasound data resulting from the scanning. A processor compares responses of the contrast agents detected between the at least two different contrast agent imaging techniques and selects a relative contribution of the at least two different contrast agent imaging techniques. The selection is based on the comparing. Contrast agent imaging of the patient is performed using at least one of the contrast agent imaging techniques. The performance is based on the selected relative contribution.

[0005] In a second aspect, a method is provided for medical ultrasound imaging of contrast agents. An ultrasound system performs a first type of contrast agent imaging during an imaging session of a patient. The imaging session is timed relative to an injection of the contrast agents into the patient. The ultrasound system switches to a second type of contrast agent imaging during the imaging session. The second type is different than the first type, and the switching is in response to the timing.

[0006] In a third aspect, a system is provided for medical ultrasound imaging of contrast agents. A transmit beamformer is configured to transmit a sequence

nce of pulses. A receive beamformer is configured to output samples responsive to the pulses of the sequence. A contrast agent detector is configured to detect contrast agent responses from the samples using different processes. Each of the different processes uses at least one of the same samples. A processor is configured to generate contrast agent images where a ratio of the responses from the samples using the different processes in the contrast agent images varies. A display is operable to display the contrast agent images.

[0007] The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments.

[BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS]

[0008] The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis is instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

[0009] Figure 1 is a flow chart diagram of one method for medical ultrasound imaging of contrast agents;

[0010] Figure 2 is a flow chart diagram of another method for medical ultrasound imaging of contrast agents; and

[0011] Figure 3 is a block diagram of one embodiment of an ultrasound contrast agent imaging system.

[DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS]

[0012] Automatic contrast agent imaging is provided. Contrast agent images are typically generated using low-power (low-MI) pulse sequences that image the non-linear bubble behavior. Two methods that are commonly used are a 3-pulse sequence (e.g., imaging cubic fundamental response) and 2-pulse sequence (e.g., imaging second, higher order, or even harmonic response). In general, the 3-pulse sequence has been shown to have a higher level of sensitivity than the 2-pulse sequence, especially near the start of contrast agent imaging examination when large concentrations of contrast agents are present throughout the body. When imaging with the 2-pulse sequence using imaging frequencies within the resonance band of the contrast agents, the 2-pulse sequence has higher bubble sensitivity in the late portions of the examination than the 3-pulse sequence. The 3-pulse sequence sensitivity may be so low during the late phase that the user may have the impression that there is no more contrast agent present even when contrast agents are present.

[0013] Both 2-pulse and 3-pulse sequences may be used to determine the response of contrast agents. The responses are analyzed in real time for overall sensitivity levels, such as using thresholding, and the ultrasound system then automatically performs contrast agent imaging providing the higher bubble sensitivity. A specialized pulse sequence may be used to derive information for both the 2-pulse and 3-pulse approaches from the same set of data. This specialized pulse sequence is used to derive the data for the automated decision using the real-time contrast image sensitivity or exam phase.

[0014] Figure 1 shows one embodiment of a method for medical ultrasound imaging of contrast agents. An ultrasound system is configured to use different types of contrast agent imaging. The relative contribution of each type for the

contrast agent imaging is based on a comparison of contrast agent responses.

[0015] The method is implemented by the system of Figure 3 or a different system. For example, a beamformer and transducer of an ultrasound system are used for act 12. A contrast agent detector of the system performs act 14. A processor performs acts 16 and 18. The ultrasound system performs act 20. Other devices or combinations of devices may be used for any of the acts.

[0016] The acts are performed in the order shown or another order. As shown, act 12 is performed for each type of contrast agent detection before then performing act 14 for each type of contrast agent detection. In another order, acts 12 and 14 are performed in series for one type of contrast agent detection, and then repeated for another type before performing act 16.

[0017] Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, acts for configuring the ultrasound system to perform contrast agent imaging are added. As another example, the feedback from act 20 to act 12 for repetition is not provided.

[0018] In act 12, a region of the patient is scanned. The scanning is with ultrasound. A transmit beamformer generates electrical waveforms for different elements. The waveforms are relatively delayed or phased and apodized to focus an acoustic transmit beam or beams along one or more scan lines in a patient.

The electrical waveforms are applied to a transducer, which converts the waveforms into acoustic energy. The acoustic energy propagates into the patient. Echoes from the acoustic energy are received by the transducer. The transducer converts the received acoustic energy into electrical receive signals at each element. A receive beamformer delays or phases and apodizes the signals to form a receive beam of samples representing the acoustic response along each of one or more scan lines per transmit beam. By repeating the transmission and responsive reception along different scan lines or groups of scan lines, a region of the patient is scanned.

[0019] For each image to be generated, a given scan line is scanned one or more times. The resulting image represents the contrast agent at a time or for a scan period. The scanning is repeated for other times or periods.

[0020] The region may include contrast agents. Contrast agents are microspheres filled with gas. Other now known or later developed contrast agents for medical ultrasound imaging may be used. The contrast agents are injected into the blood of the patient and travel within the circulatory system. Some of the contrast agents may perfuse into tissue. The scan of the region with contrast agents is to detect the contrast agents. Other scans for detecting tissue or blood may also be performed, such as using interleaving with other scanning modes.

[0021] The scan for contrast agents is specific for contrast agent detection. For example, two or more pulses or beams are used for a same scan line. As another example, the two or more pulses have different amplitudes and/or phasing. Alternatively, a single pulse or beam is used to determine contrast agent response. The pulses for a given type of contrast agent imaging are transmitted in the scan. Since two or more types of contrast agent imaging are tested, the pulses for the two or more types of contrast agent imaging are transmitted.

[0022] In one embodiment, the different types of contrast agent imaging share responses from one or more pulses. In order to reduce the amount of time to acquire the information for detecting contrast agents using different types of detection, the scanning is arranged so that all or at least some of the responses are used in all or multiple of the types of detection. A contrast pulses sequ

ence for one type of contrast agent detection is modified to allow the creation of contrast agent images for that type and another type from the same data collection.

[0023] In one example, the pulse sequences are for imaging a cubic fundamental response of contrast agents and a second or even harmonic response. For the cubic fundamental, three or more pulses are transmitted with different phase and amplitude, such as represented by $[-1 \ 2 \ -1]$ (e.g., three pulses where the first and third pulses are 180 degrees ("°") out of phase with the second pulse and the second pulse is twice the amplitude of the other two pulses. The responses are summed on receive with equal weighting. For the second or even harmonic, two pulses are transmitted with a same amplitude but opposite phase (e.g., $[1 \ -1]$). On receive, the responses to the two pulses are summed with equal weighting.

Other sequences for either type of contrast agent imaging may be used, such as equal amplitude and/or phasing on transmit but weighted and/or phased receive.

[0024] The sequences of the two types do not, by themselves, have sufficient responses to both types. The sequences are combined or modified to share information. For example, a fourth pulse is added to the cubic fundamental pulse sequence to provide for the second harmonic sequence, such as $[-1 \ 2 \ -1 \ 1]$. The cubic fundamental uses the responses from the first three pulses and the second harmonic uses the responses from the last two pulses. The response from the third pulse is shared by both types of contrast agent imaging.

[0025] A greater amount of overlap, reducing the number of pulses needed for two or more types of contrast agent imaging, may be provided. The cubic fundamental sequence is repeated over time. Rather than each repetition being identical (e.g., $[-1 \ 2 \ -1/-1 \ 2 \ -1/-1 \ 2 \ -1 \ . \ . \ .]$), the phase is changed by 180 degrees for each repetition. For example, the sequence has at least three pulses with at least two amplitudes and at least one phase difference, but each repeat is 180 degrees out of phase (i.e., opposite phase or modified triplet with inverted phase) with the previous sequence. One embodiment is provided as $[+1 \ -2 \ +1/-1 \ +2 \ -1/+1 \ -2 \ +1/ \ . \ . \ .]$. Multi-beam receive is used so that the response from multiple scan lines is received in response to each pulse. As a result, one scan line may have responses received from different pulses. The cubic fundamental response is formed by adding the triplets at each lateral location $[-1 \ +2 \ -1]$ for one location and $[1 \ -2 \ 1]$ for another. The second harmonic uses the same pulses and response, such as $[-1 \ 1]$ and $[1 \ -1]$ for the two lateral locations.

[0026] Another example sequence with overlapping information uses pulses with opposite phase, but implements apodization or relative amplitude with a size or number of elements used in the transmit aperture. Instead or in addition to transmitting pulses with different amplitude due to amplification or electrical waveforms with different amplitude, the acoustic pulse amplitude is varied using the transmit aperture size. For example, a 4-pulse sequence is formed, where groups of even, e, and odd, o, elements are switched on and off to provide the amplitude modulation pattern. Rather than repeat every three pulses as inverted, the sequence is $[+1o \ -2 \ +1e \ +2/+1o \ -2 \ +1e \ +2/ \ . \ . \ .]$. In this sequence, the cubic fundamental response is formed using the first three pulses, but then the second harmonic response is formed with the $[-2 \ +2]$ firings from the sequence. Other element groupings may be used to set the amplitude of the acoustic pulses without using different amplitude of the electrical transmit waveforms.

[0027] Other sequences may be used for the cubic fundamental and/or second

harmonic responses. Other or the same sequences may be used for other types of contrast agent detection.

[0028] In act 14, a detector of the ultrasound imaging system detects the contrast agents. The response from contrast agents is detected by filtering, summation, phasing, subtraction, or other process to isolate contrast information from information from tissue or blood. The isolation may be partial (e.g., less specific). The detection is from ultrasound data resulting from the scanning of act 12.

[0029] Two or more different contrast agent imaging techniques are used. Any of various parameters are different to provide different types of contrast agent detection. Contrast agent imaging parameters include: transmit sequence, detection technique, transmit modulation frequency, transmit bandwidth, transmit coding, number of transmit foci per scan line, number of transmit pulses per scan line, number of transmitted lines per image, time between transmissions, velocity scale, reverberation-suppression pulses, receive bandwidth, receive demodulation frequency, pre-detection gains, and post-detection gains. Other now known or later developed contrast agent imaging parameters may be provided, set, and altered.

[0030] The fundamental, harmonic, or fractional harmonic response of the contrast agents is detected. The received signals are filtered or combined (e.g., subtraction, addition, or weighted addition/subtraction of signals from multiple pulses) to isolate the information at the desired pass bands. The envelope or intensity of the resulting echo signals, the energy from a flow or Doppler processor or other technique is used to detect the response from the filtered and/or combined received signals.

[0031] In one type of detection, the response at a particular frequency band is detected from one pulse. Filtering is used to isolate the contrast agent response. For example, the filtering is a high pass filter removing or reducing the fundamental or transmit frequency band, leaving second, third, and/or higher harmonic bands. Filters for fractional or other harmonics specific, at least partially, to contrast agents may be used.

[0032] In another embodiment, the received signals are responsive to transmissions along the same or adjacent scan lines with different phases, such as two or more transmissions with 180-degree phase shifts. The detector combines signals representing a same or adjacent scan line by addition or subtraction. Equal or different weights may be applied to the received signals prior to combination. In other embodiments, the transmit pulses are the same, but are subtracted on receive.

[0033] In yet another embodiment, the received signals are responsive to transmissions along same or adjacent scan lines with different amplitudes. The received signals may or may not also be associated with different phases, such as 180 degrees, lesser or greater shifts, for one or more received lines. The detector combines the received signals using equal or unequal weights, such as with a finite impulse response filter.

[0034] In one embodiment, three separate waveforms are transmitted with a same phase and amplitude (e.g., [1 1 1]). Fewer or a greater number of pulses may be used for each detected datum. The detector weights the received data, such as with a [1 -2 1] filter.

[0035] In another embodiment, the received signals are responsive to two or more transmissions along same or adjacent scan lines with a same amplitude and

/or phase. When contrast agents are destroyed or disrupted during two or more different transmit events, the received data have a loss-of-correlation (LOC). The second data is different than the first data. The change in response is detected.

[0036] Other loss of correlation detection sequences are possible. For example, many sequences used for traditional color flow imaging provide loss of correlation detection in addition to detection of motion (correlated or partially correlated). Sequences that detect motion with imaging modes such as color Doppler velocity (CDV) or color Doppler energy (CDE) also detect loss of correlation. Detectable energy or velocity originates from differences between two or more pulses. Other methods using two or more receive pulses after two or more pulses are transmitted can be used.

[0037] Contrast agent detection techniques may be based upon detecting an increase in signal strength or a decrease in signal strength. When contrast agents are destroyed by one pulse, a second pulse may not echo from any contrast agent. The returned signal is less for the second pulse. In one embodiment, the detector detects contrast agent from one or more received signals after pulses are transmitted for destroying the contrast agent.

[0038] In a further example of different types of contrast agent detection, power modulation, phase inversion, power pulse inversion, pulse inversion, power harmonics, sub- or ultra-harmonics, or similar transmit sequences and detection are provided.

[0039] Other types of contrast agent detection include detection of the cubic fundamental response. Each transmit sequence is defined, at least in part, by a number of pulses, a phase of pulses and an amplitude of pulses. For example, multiple transmit pulses are provided with inter-pulse amplitude and phase modulation (e.g., $[0.5 \ -1 \ 0.5]$). Interpulse amplitude and phase modulation allows detection of nonlinear signals from contrast agents and proper receive filtering may suppress tissue signals and isolate contrast signals from tissue signals. Any nonlinear detection technique may be used, such as discussed above for the scanning for cubic fundamental response.

[0040] Any two or more types of contrast agent detection are performed. The differences are in the scanning, the combination, and/or other parameter. In one example, the cubic fundamental and plus inversion (i.e., second or even harmonic) detections are performed. By performing the different types of detection, the sensitivity and/or specificity resulting from the detections may be different.

[0041] In another approach, the different types of contrast agent detection use the same pulse sequence. Different receive baseband filtering with different center frequency, different bandwidth, or both are used to distinguish the different responses, providing the different techniques. Adaptive backend processing (e.g., receive baseband filtering parameters - center frequency, filter bandwidth, or others) generates the two images from the same datasets. For example, a three pulse cubic fundamental transmit pulse sequence (i.e. $[1 \ -2 \ 1]$) and receive weighting of $[1 \ 1 \ 1]$ are used. The different types of detection are provided by altering the center frequency and baseband filter bandwidth to produce both the non-linear (cubic) fundamental response and the second harmonic response from the received sequence or combined signals.

[0042] The detection provides data representing contrast agents. Since two or more types of detection are performed for the same locations and/or region

of the patient, two or more data sets representing contrast agent response at a given time or period are provided. The different types of contrast agent detection result in different response information from any contrast agents in the scan region.

[0043] In act 16, the detected responses of the contrast agents are compared. A processor compares the responses from the two or more different contrast agent imaging techniques.

[0044] Any measure may be used for comparison. For example, the comparison is of the contrast agent sensitivity. The technique resulting in a greater contrast agent return or detection is identified. The sensitivity may be measured as the signal-to-noise ratio of the data. In another embodiment, the sensitivity is measured by thresholding. Signals below a threshold level are zeroed or assumed not to be from contrast agents. The remaining signals are summed, averaged, or otherwise combined as a measure of sensitivity. In yet other embodiments, other measures, such as a maximum signal, number of locations with response, or combinations of measures, may be used.

[0045] The comparison is between the measures. The contrast agent technique with the greatest or larger sensitivity or other characteristic is determined. A minimum or other comparison criterion or criteria may be used. The comparison provides a priority or ranking of one technique relative to other techniques for a given time and patient.

[0046] In act 18, a relative contribution of the different contrast agent imaging techniques is selected. A processor selects the relative contribution based on the comparison of act 16. The selection is of the technique to use for contrast agent imaging in act 20. The relative contribution of each of the multiple techniques to the contrast agent imaging is selected.

[0047] In one embodiment, the selection is of just a single contrast agent imaging technique. Where the responses from two or more techniques are compared, only one technique is selected. The other technique or techniques are not used. For a relative contribution, one technique provides all of the contribution and another technique provides none of the contribution.

[0048] In another embodiment, the relative contribution is not binary or not of only one technique. More than one technique is selected. All of the techniques or just a sub-set of the techniques are selected. For the selected techniques, the relative contribution is more than none and less than all. The relative contribution is a ratio of the different contrast agent imaging techniques less than 1.0 and more than 0.0. Any linear or non-linear weighting may be applied to establish the ratio. For example, the weight applied to each technique for setting relative contribution is based on the difference in sensitivity or priority from the comparison. Other mapping of the comparison results to relative weights may be used.

[0049] In act 20, contrast agent imaging is performed using the selected contrast agent imaging technique or techniques. The ultrasound imaging system generates one or more contrast agent images. The image is output to a display and/or memory.

[0050] The generated image uses the data from the scan of act 12. The already acquired data is used to generate a one, two, or three-dimensional image. Alternatively or additionally, subsequent scanning, detection, and imaging are performed using the selected technique or techniques.

[0051] The contrast agent imaging is performed based on the selected relat

ive contribution. Where only one technique is selected, the contrast agent imaging is performed using the technique. For example, a cubic fundamental technique is selected. The image is of the cubic fundamental response. Subsequent imaging may be of the cubic fundamental response as well. Other techniques are not used to generate one or more images.

[0052] Where the relative contribution includes contribution from two or more techniques, one or more images include information from the multiple techniques. The responses from the different techniques are combined in imaging. Any combination may be used. For example, the data for one technique is mapped to a color scale, and the data from another technique is mapped to a different color scale or gray scale. The data from the technique with the greater relative contribution uses a color or other mapping indicative of the greater contribution, such as a brighter or more distinctive coloring. As another example, the data from the different techniques is combined by weighted averaging. The weights used are the relative contribution or are determined from the relative contribution. For each location, a weighted average from the responses for the different techniques is performed. The resulting value or intensity is used for the image, such as to modulate the gray scale intensity or color.

[0053] The combination is a function of the relative contribution. The weights, mapping, or other imaging characteristic is determined from the relative contribution. For example, the data from the technique with the greater contribution is weighted more.

[0054] Any number of images is generated based on the relative contribution and corresponding selected techniques. In one embodiment, the comparison and selection are performed once in an examination. The subsequent imaging uses the selected technique or techniques and relative contribution for the remainder of the examination or at least until the user triggers repetition. The subsequent imaging includes scanning just for the selected technique or techniques without pulses needed for non-selected techniques.

[0055] In another embodiment, the contrast agent imaging is performed using only the already acquired data and the process is repeated to acquire the next image. By repetition of acts 12-20, the selected technique or techniques and corresponding image is updated to account for any change in conditions, such as contrast agent concentration.

[0056] Any number of images may be generated before the repetition of acts 12-18. More than only one and less than all the rest are generated. For example, the contrast agent imaging and corresponding scanning and detection for the selected technique or techniques are performed repetitively to generate one or more images. The acts for selecting the technique or techniques (e.g., acts 12-18) are repeated periodically, such as every two seconds, five seconds, twenty seconds, or other period.

[0057] Alternatively, the ongoing images are used to trigger repetition, such as triggering when an average contrast agent signal deviates by a percentage or amount from an initial average. Other triggers may be used.

[0058] Whether using a timer or adapting to contrast agent information, the repetition to select is constant or is sparse relative to the repetition of scanning and imaging for the selected contrast agent technique or techniques. Where the repetition is sparse, the selected contrast agent technique or techniques are used to scan and generate contrast agent images until the next repetition. The special sequence of acts 12-18 may take longer to collect and process since

the scanning and detection may be performed for a greater number of techniques and/or involves the comparison not normally performed during contrast agent imaging. The repetition of acts 12-18 is used infrequently for only measuring contrast agent image sensitivity. Once the selection is made again in act 18, the contrast agent imaging of act 20 uses just the transmit sequence needed for the selected technique or techniques (e.g., either a 3-pulse or 2-pulse for cubic fundamental or second harmonic, respectively, is used the rest of the time). In this fashion, the frame rates may be greater than with repetition that is more frequent.

[0059] The repetition occurs one or more times during an imaging session of the patient. For a contrast agent-based examination of a patient, a transducer is selected, the ultrasound system configured, contrast agent injected, and patient acoustically scanned for the contrast agents. The imaging session may last until the contrast agent is no longer detected. The ultrasound scanning ceases due to the sonographer stopping the ultrasound system. The examination may be repeated with injection of additional contrast agent. At some point, the appointment for the patient for the particular imaging session ends, such as after thirty minutes to an hour. The imaging session is for a particular patient's appointment and/or start to finish imaging of a patient over a continuous period.

During this imaging session and after start of the scanning, the method of Figure 1 is performed and then repeated at least once.

[0060] Figure 2 shows a flow chart for an alternative method for medical ultrasound imaging of contrast agents. Rather than adapting to the sensitivity as measured during the imaging session, the sensitivity may be assumed. Using the known or likely sensitivity of two or more techniques and the known or likely progression of contrast agents in a patient, the technique is switched based on timing.

[0061] Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, the timing-based switch of Figure 2 may be used with acts of the sensitivity measure-based switch of Figure 1. Timing is used to make one switch, but measures from scanning are used to make another switch during the imaging session. In another example, acts for injecting contrast agent, configuring the ultrasound system, and/or positioning the transducer are performed. The acts are performed in the order shown or a different order.

[0062] In act 22, an ultrasound system performs one type of contrast agent imaging. At some point in the imaging session, such as starting just prior to and/or during inflow of contrast agent into a scanned region, the patient is scanned and images generated using a technique for contrast agent imaging.

[0063] Any technique or a combination of techniques may be used. For example, the scanning, detecting, and imaging use the cubic fundamental response of the contrast agents. In one embodiment, only the cubic fundamental response is used. The scanning uses transmission of pulses with different amplitudes and phases. On receive, the combination of responses to the pulses isolates or enhances information at the cubic fundamental relative to other frequencies. The cubic fundamental response is detected and used to generate a grayscale or color image.

[0064] In another embodiment, the contrast agent imaging is performed for two or more contrast agent imaging techniques. The data from detecting using the different types of contrast agent imaging are blended. The relative contribution for the combination is pre-determined, such as weighting the cubic fundament

al data more greatly than weighting second or even harmonic data. The weighted data is then summed in a weighted average. The weighted averaging is performed for each location of various contrast agent locations in the scan region. Other blending or combination may be used, such as combining using different color schemes in imaging.

[0065] In act 24, the imaging session is timed. A timer determines an amount of time from initiation of the timer. A difference between two times may alternatively be used.

[0066] The timing is relative to an injection of the contrast agent into the patient. The timer starts upon injection. The user may trigger the timer before, as, or after the contrast agent injection begins. Alternatively, the injection pump communicates with the ultrasound system, which starts the timer in response to an injection signal from the pump.

[0067] In other alternative embodiments for timing relative to the injection, the timer is started when contrast agents reach the scan region. The user manually activates the timer upon seeing the contrast agents using the contrast agent imaging of act 22. Instead of manual activation, automatic activation is provided where the ultrasound system measures the contrast agent response (e.g., sum or average of contrast agent signals) to be above a threshold level. Once sufficient contrast agent is detected, the ultrasound system starts the timer. In yet other embodiments, a change in contrast agent level is used, such as triggering the timer once the contrast agent level from the injection begins to decrease from a peak (e.g., wash out begins).

[0068] The timer controls switching the contrast agent imaging. When the time expires by reaching a count or by reaching an amount of time since initiation, the switch is activated. Any period may be timed. The timing is based on the expected transition in sensitivity of the different contrast agent imaging techniques. For example, the sensitivity of the cubic fundamental begins to decrease upon the start of wash out or upon the amount or concentration of contrast agent going below a given level. The second harmonic sensitivity is better than the cubic fundamental at a certain point. Rather than measuring the sensitivity, the time from the initiation of the timer to a prediction of the switchover in relative sensitivity is estimated. The timer indicates the estimated time.

[0069] Any amount of time is estimated. In one embodiment, the time is at a point after a halfway time of contrast agent presence. The halfway time may be estimated based on the type of contrast agent, the patient, the region of the patient being examined, and/or other information. Rather than the halfway time, the time of peak concentration, a last third, a time of wash-out beginning, or other time may be estimated.

[0070] The phase of the contrast agent imaging is timed and used to switch between types of contrast agent imaging. For example, in an early phase, only the cubic fundamental image or an image blended from two or more techniques with the cubic fundamental or other type more heavily weighted is shown. In a late phase of the contrast agent progression, the second harmonic image or a blended image with the second harmonic more heavily weighted is shown.

[0071] In act 26, the ultrasound system switches to a different type of contrast agent imaging. In response to the timer reaching the desired time or period, the ultrasound system automatically changes the type of contrast agent imaging being performed. The switch occurs during the imaging session, such as at the estimated time of decrease or poor sensitivity using the initial type of con

trast agent imaging.

[0072] A different type of contrast agent imaging is used upon the switch.

For example, the ultrasound system switches to scanning, detection, and imaging using the second or even harmonics. The type of contrast agent imaging used after the switch is just the second or even harmonic approach. Alternatively, the same techniques are used, but the relative contribution switches. For example, the data of the second harmonic technique transitions from being weighted less than the data of the cubic fundamental to being weighted more. In other alternatives, the combination of techniques switches, such as replacing, adding, or removing one or more techniques.

[0073] Figure 3 shows a system 50 for ultrasound imaging of contrast agents. The system implements the method of Figure 1, Figure 2, or both. Alternatively, other methods for switching between types of contrast agent imaging based on measured or predicted sensitivity during an imaging session are implemented by the system 50.

[0074] The system 50 includes a transducer 54, a transmit beamformer 52 with a transmit amplifier 53, a receive beamformer 56, a detector 58, a memory 64, a processor 62 and a display 60. Additional, different or fewer components may be provided, such including multiple detectors associated with contrast agent, B-mode, and flow or Doppler imaging. As another example, a scan converter is provided to format the acquired polar coordinate data into data in a Cartesian coordinate format for the display 60. The system 50 is a medical diagnostic ultrasound system from any of various manufacturers.

[0075] The transducer 54 is a single element or multiple elements of piezoelectric material. In alternative embodiments, the transducer 54 has capacitive membrane structures. For multiple elements, the transducer 54 is a linear, curved linear or multidimensional array. Other transducers for converting between electrical and acoustic energy can be used. The transducer 54 outputs acoustic waveforms at powers set by the transmit amplifier 53. The acoustic waves are transmitted along one or more scan lines in response to settings of the transmit beamformer 52. The transmitted waves have amplitudes, phases, center frequencies, bandwidth, coding and foci also set by the transmit beamformer 52. The number of times the acoustic waveforms are transmitted along a given scan line and pulse repetition interval is also set by the transmit beamformer 52.

[0076] The transmit beamformer 52 includes one or more waveform generators, sample memories, oscillators, delays, phase rotators, filters, transmit amplifiers 53, digital-to-analog converters, other digital components, analog components and any other now known or later developed transmit beamformer components. The transmit beamformer 52 is configured into one or more channels for generating one or more electrical waveforms with relative delays and apodization for scanning a region of a patient. The waveforms of each channel have an amplitude, relative phase as compared to other waveforms of other channels or of the same channel at a different time, center frequencies, bandwidth (e.g., number of cycles and type of waveform) and coding (e.g. chirp or no chirp for frequency coding).

The relative delays and apodization of the waveforms across the various channels provides for one or more foci along a given scan line or across multiple scan lines for a given transmit event or for sequential transmit events. The waveforms are generated for transmissions along one or more scan lines in response to settings of the transmit beamformer 52. The number of times the acoustic waveforms are transmitted along a given scan line and pulse repetition interval is al

so set by the transmit beamformer 52.

[0077] The transmit amplifier 53 connects with the transducer 54 and is a variable amplifier, digital-to-analog converter or other analog or digital device for changing or increasing a power, peak voltage or other power characteristic of a transmit waveform. In alternative embodiments, the transmit amplifier 53 comprises a voltage divider or other device for reducing the power associated with the transmit waveform. A separate transmit amplifier 53 is provided for each transmit beamformer channel or transducer element, but one transmit amplifier 53 may be used for a plurality of channels or elements. In one embodiment, the transmit amplifier 53 applies apodization for transmitting along a beam and is included as part of a transmit beamformer 52.

[0078] Using the transmit amplifiers 53 and the transducer 54, the transmit beamformer 52 generates a sequence of pulses or transmit beams for contrast agent scanning. The sequence of pulses along a given scan line or adjacent scan lines has a same or different amplitude and/or relative phasing. For example, the amplitude varies using the amplifiers 53 and/or aperture selection (e.g., even or odd channels). The phase varies using different relative delays or phasing in generating the sinusoidal or cyclical waveforms. One transmission may start with the waveforms going from a zero value upwards and a subsequent transmission may start with the waveforms going from the zero value downwards. In alternative embodiments, a single pulse is transmitted along a given scan line at a desired amplitude for contrast agent imaging.

[0079] The transmit waveforms output from the transmit amplifier 53 are converted to acoustic energy by the transducer 54. Echo signals responsive to the acoustic energy and any contrast agents are received by the transducer 54. The transducer 54 converts the echo signals into electrical signals or data. Data includes one or more digital samples or analog information. The echo signals are provided to the receive beamformer 56.

[0080] The receive beamformer 56 includes amplifiers, channel filters, phase rotators, multipliers, analog-to-digital converters, summers, post-sum filters, memories, buffers, demodulator, digital components, analog components and any other now known or later developed receive beamformer components. The receive beamformer 56 is configured into one or more receive channels connected with one or more transducer elements. The receive channels apply relative delays, apodization and weighting as a function of channel for focusing along the scan lines. The receive channel data is summed together to form beamformed data. Using filters in the channel or after the summer, the bandwidth of the data is adjusted. The demodulator demodulates to one or more receive frequencies, such as fundamental, fractional harmonics (e.g., 1.5 harmonic), second harmonic, or other harmonics of the fundamental transmitted frequency. The receive pre-detection gain, such as the dynamic range, noise floor and other gain adjustments are also implemented by the receive beamformer 56. The receive beamformer 56 outputs samples or data responsive to the pulses of the transmit sequence. The samples are output for one or more depths along each of one or more laterally and/or elevation-spaced scan lines.

[0081] The receive beamformer 56 and/or the contrast agent detector 58 may include one or more buffers, phase rotators, multipliers and/or summers. A finite impulse response filter or processor may be used. The buffers store samples for a given location responsive to different pulses. The samples are phase rotated, weighted, and/or summed for each location. The combination of samples re

sponsive to the different pulses allows for multiple pulse-based techniques for contrast agent detection, such as providing for summing samples from two or more pulses to isolate information at a desired frequency band.

[0082] The detector 58 is a loss of correlation detector, B-mode detector, Doppler detector, flow detector, or other contrast agent detector. Any of the contrast agent detection techniques described above may be used. In one embodiment, the detector 58 is used for imaging contrast agents as well as B-mode and F-mode detection. Alternatively, the detector 58 is used for contrast agent detection separate from other detectors for other types of imaging. The detector 58 detects signals responsive to contrast agents, such as fundamental or harmonic signals, contrast agent destruction, loss of correlation due to flow or destruction, or other now known or later developed contrast agent detection technique.

[0083] In one embodiment, the detector 58 detects responses from the samples using different processes. The processes for different techniques are performed in sequence or in parallel. The contrast agent response is detected using different types of detection. The responses from the different types of detection may use separate, the same, or overlapping samples. For example, each of the processes uses at least one of the same samples for a given location.

[0084] In an example, the detector 58 detects using a cubic fundamental process and detects using a second harmonic process (e.g., only second harmonic, second and greater harmonics, or even harmonics). The detection occurs for both processes to measure sensitivity. Alternatively or at other times, the detection for one process is performed for a period and the detection for the other process is performed for a different period. During contrast agent imaging at a given time, only one process or combinations of processes for contrast agent detection are implemented by the detector 58. A different process, different combination of processes, or different weighting of the contribution of processes is implemented by the detector 58 during contrast agent imaging at another time.

[0085] The processor 62 is an application specific integrated circuit, a general processor, a digital signal processor, a control processor, a field programmable gate array, a digital circuit, an analog circuit, combinations thereof, or another device operable to vary the processes used for contrast agent imaging based on time and/or detected sensitivity. The processor 62 is part of the ultrasound system 50, but may be a separate computer or server in other embodiments.

[0086] The processor 62 is configured by hardware, software, and/or firmware to cause the ultrasound system 50 to implement different types of contrast agent imaging at different times. The processor 62 performs some acts, such as comparing, selecting, and/or timing. The processor 62 may cause other components of the ultrasound scanner to perform other acts, such as causing the beamformers 52, 56 and detector 58 to implement one or more processes for contrast agent detection.

[0087] The processor 62 is configured to cause scanning to acquire contrast agent data for different processes, measure sensitivity or other characteristic, compare the responses, and select one or more processes to use for imaging. Alternatively or additionally, the processor is configured to time relative to injection of contrast agent and switch the process for contrast agent imaging based on the timing.

[0088] In one embodiment, the processor 62 is configured to generate contr

ast agent images where a ratio of the responses from the samples of the different processes in the contrast agent images varies. The ratio may be binary, such as using one process at one time and a different process at another time. The ratio may result in blending or other combination of data for imaging from more than one of the processes at a time.

[0089] The processor 62 is configured vary the ratio as a function of relative sensitivity to the contrast agents of the responses of the different processes. The measures or calculated sensitivity determined by the processor 62 is used. Alternatively, other measures of relative contrast agent response than sensitivity are used. In yet other embodiments, the processor 62 varies the ratio based on a timer using an assumed or estimated relative sensitivity.

[0090] The memory 64 is a cache, buffer, RAM, or other memory accessed by the processor 62 and/or other components of the system 50. The memory 64 stores measures of sensitivity, timing information, selections, or other information. Pulse sequence, detection, or other control information for performing different processes for contrast agent imaging using different techniques are stored for use by the system 50 to perform contrast agent imaging.

[0091] Alternatively or additionally, the memory 64 is a computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by the programmed processor for contrast agent imaging in medical diagnostic ultrasound. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts, or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing and the like. In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

[0092] The display 60 is a monitor, LCD, LED, plasma, projector, printer, or other now known or later developed display device. The processor 62 and/or the contrast agent detector 58 generate display signals for the display 60. The display 60 is configured to display an image representing the contrast agent response in the scanned region of the patient. The image is generated from data of one or more contrast agent imaging techniques. A sequence of images representing the patient over time is displayed. The images of the sequence are responsive to different relative contributions of two or more different processes for contrast agent imaging. By altering one or more contrast agent imaging parameters, different contrast agent response is detected. The resulting images have different sensitivity and/or specificity at different times due to variation in the process of contrast agent imaging.

[0093] While the invention has been described above by reference to various

s embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

I (WE) CLAIM:

1. A method for medical ultrasound imaging of contrast agents, the method comprising:
 - scanning (12), by a beamformer and transducer, a region of a patient having contrast agents;
 - detecting (14), by a detector, the contrast agents with at least two different contrast agent imaging techniques from ultrasound data resulting from the scanning (12);
 - comparing (16), by a processor (62), responses of the contrast agents detected between the at least two different contrast agent imaging techniques;
 - selecting (18), by the processor (62), a relative contribution of the at least two different contrast agent imaging techniques, the selecting (18) being based on the comparing (16); and
 - performing (20) contrast agent imaging of the patient using at least one of the contrast agent imaging techniques, the performing (20) being based on the selected relative contribution.
2. The method of claim 1 wherein scanning (12) comprises scanning (12) with a repeating sequence of pulses where response from at least one pulse is used for detecting (14) the contrast agents for each of the at least two different techniques.
3. The method of claim 2 wherein the sequence of pulses comprises three pulses with at least two amplitudes and phase differences and a repeat of the three pulses with opposite phase.
4. The method of claim 2 wherein the sequence of pulses comprises pulses with opposite phase using a full aperture separated by pulses having a same phase using less than the full aperture.
5. The method of claim 1 wherein detecting (14) comprises detecting (14) a cubic fundamental response of the contrast agents and detecting (14) a second harmonic response of the contrast agents as the at least two different techniques.
6. The method of claim 1 wherein detecting (14) comprises receive baseband filtering with different center frequency, different bandwidth, or both as the at least two different techniques.
7. The method of claim 1 wherein comparing (16) responses comprises comparing (16) contrast agent sensitivity.
8. A method for medical ultrasound imaging of contrast agents, the method comprising:

performing (22), by an ultrasound system, a first type of contrast agent imaging during an imaging session of a patient;

timing (24) the imaging session relative to an injection of the contrast agents into the patient; and

switching (26), by the ultrasound system, to a second type of contrast agent imaging during the imaging session, the second type different than the first type, the switching (26) being in response to the timing (24).

9. The method of claim 8 wherein performing (22) the first type comprises imaging a cubic fundamental response of the contrast agents, and wherein performing the second type comprises imaging a second harmonic response of the contrast agents.

10. The method of claim 8 wherein performing (22) the first and second types of contrast agent imaging comprises blending the first and second types of contrast agent imaging with different relative contributions of the first and second types, and wherein switching (26) comprises altering the relative contributions of the first and second types of contrast agent imaging.

11. The method of claim 8 wherein performing (22) the first type comprises performing (22) only the first type, and wherein performing the second type comprises performing only the second type.

12. The method of claim 8 wherein timing (24) comprises timing (24) the switching (26) to occur after a halfway time of contrast agent presence.

13. A system for medical ultrasound imaging of contrast agents, the system comprising:

a transmit beamformer (52) configured to transmit a sequence of pulses;

a receive beamformer (56) configured to output samples responsive to the pulses of the sequence;

a contrast agent detector (58) configured to detect contrast agent responses from the samples using different processes, each of the different processes using at least one of the same samples;

a processor (62) configured to generate contrast agent images where a ratio of the responses from the samples using the different processes in the contrast agent images varies; and

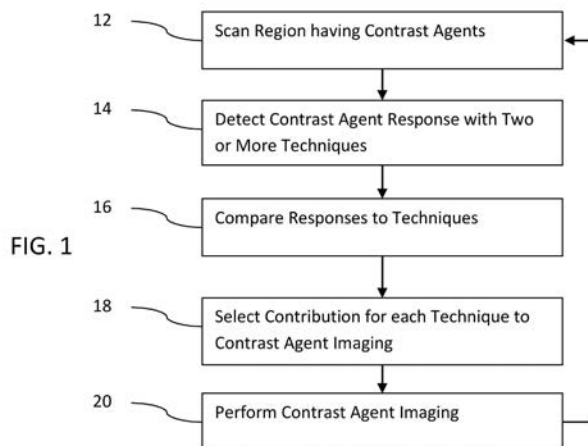
a display (60) operable to display the contrast agent images.

14. The system of claim 13 wherein the processor (62) is configured to vary the ratio as a function of relative sensitivity to the contrast agents of the responses of the different processes.

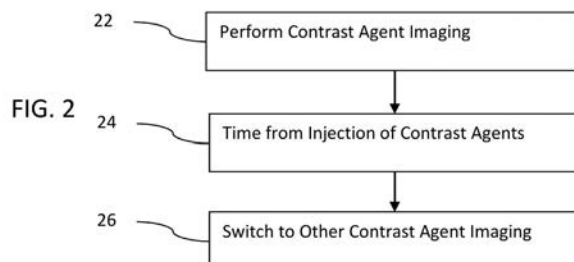
15. The system of claim 13 wherein the contrast agent detector (58) is configured to detect using a cubic fundamental process and a second harmonic process.

In contrast agent imaging (20), a beamformer and transducer scan (12) a region of a patient having contrast agents. A detector detects (14) the contrast agents with at least two different contrast agent imaging techniques from ultrasound data resulting from the scanning (12). A processor (62) compares (16) responses of the contrast agents detected between the at least two different contrast agent imaging techniques and selects (18) a relative contribution of the at least two different contrast agent imaging techniques. The selection is based on the comparing (16). Contrast agent imaging (20) of the patient is performed using at least one of the contrast agent imaging techniques. The performance is based on the selected relative contribution.

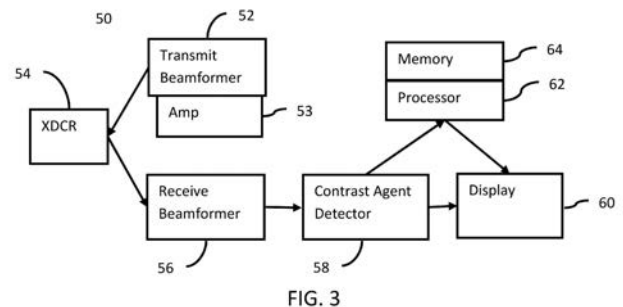
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



专利名称(译)	医学超声成像对应造影剂		
公开(公告)号	JP2016214856A	公开(公告)日	2016-12-22
申请号	JP2016097474	申请日	2016-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	デイヴィッドピーダンカン イスマイルエムグラカー シヤオジュヨンジェニーズオン		
发明人	デイヴィッド ピー. ダンカン イスマイル エム. グラカー シヤオジュヨン ジェニー ズオン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/4411 A61B8/481 A61B8/52 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE03		
代理人(译)	山口岩 山本浩		
优先权	14/713810 2015-05-15 US		
其他公开文献	JP6351657B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改善造影剂成像。一种用于造影剂的医学超声成像的方法，该方法包括：利用射束形成器和换能器扫描（12）具有造影剂的患者区域；来自至少两种不同的造影剂成像技术（16）通过处理器（62）比较检测到的造影剂与至少两种不同造影剂成像技术的响应；和62），所述至少两种不同造影剂成像技术的相对贡献（18）基于所述比较步骤（16）选择速率，并使用所述造影剂成像技术中的至少一种来确定所述患者对所述选定相对贡献的造影剂成像以及基于该信息执行的步骤（20）。发明背景

