

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6351657号
(P6351657)

(45) 発行日 平成30年7月4日 (2018.7.4)

(24) 登録日 平成30年6月15日 (2018.6.15)

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

F I
A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 外国語出願 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2016-97474 (P2016-97474)	(73) 特許権者	593063105
(22) 出願日	平成28年5月13日 (2016.5.13)		シーメンス メディカル ソリューション
(65) 公開番号	特開2016-214856 (P2016-214856A)		ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
(43) 公開日	平成28年12月22日 (2016.12.22)		Siemens Medical Sol
審査請求日	平成28年8月22日 (2016.8.22)		utions USA, Inc.
(31) 優先権主張番号	14/713,810		アメリカ合衆国 19355 ペンシルヴ
(32) 優先日	平成27年5月15日 (2015.5.15)		アニア マルヴァーン リバティ プール
(33) 優先権主張国	米国 (US)		バード 40
		(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) 【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システムの作動方法であって、
ビームフォーマ及び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ステッ
プ（12）と、

検出器が、造影剤を検出するステップ（14）であって、前記造影剤の立方基本波応答
を検出するステップ（14）と、前記造影剤の第2高調波応答を検出するステップ（14
）を含むステップ（14）と、

プロセッサ（62）が、前記造影剤の立方基本波応答と前記造影剤の第2高調波応答を
比較するステップ（16）と、

前記プロセッサ（62）が、前記立方基本波応答と前記第2高調波応答の相対寄与率を
、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、

超音波システムが、前記立方基本波応答と前記第2高調波応答の少なくとも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、前記立方基本波応答と前記第2高
調波応答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】

比較するステップ (1 6) が、造影剤感度を比較するステップ (1 6) を含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 6】

造影剤の医用超音波イメージングシステムの作動方法であって、
超音波システムが、患者のイメージングセッション中に立方基本波応答の造影剤イメージングを実行するステップ (2 2) と、

タイマが、前記造影剤を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 (2 4) と、

前記超音波システムが、前記イメージングセッション中に第 2 高調波応答の造影剤イメージングに切り換えるステップ (2 6) とを含み、前記切り換えるステップ (2 6) が、前記時間を計測するステップ (2 4) で計測された時間が所望の時間に達したとき実行される方法。

20

【請求項 7】

前記立方基本波応答と前記第 2 高調波応答の造影剤イメージングを実行するステップ (2 2) が、前記立方基本波応答と前記第 2 高調波応答の異なる相対寄与率を有する前記立方基本波応答と前記第 2 高調波応答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 (2 6) が、前記立方基本波応答と前記第 2 高調波応答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 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記立方基本波応答を実行するステップ (2 2) が、前記立方基本波応答だけを実行するステップ (2 2) を含み、前記第 2 高調波応答を実行するステップが、前記第 2 高調波応答だけを実行するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

30

【請求項 9】

前記所望の時間が、造影剤が存在する中間時間後である、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 10】

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 (5 2) 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 (5 6) と、

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立方基本波プロセスと第 2 高調波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 (5 8) と、

40

造影剤画像内の前記立方基本波プロセスと前記第 2 高調波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造影剤画像を生成するように構成されたプロセッサ (6 2) 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 (6 0) とを含むシステム。

【請求項 11】

前記プロセッサ 6 2 は、前記比率を、前記立方基本波プロセスと前記第 2 高調波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 10 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

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 】

【 0 0 0 2 】

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、検査の間に変化することがある。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造影剤検出を確認する。

10

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 3 】

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。

20

【 0 0 0 4 】

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。

30

【 0 0 0 5 】

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。

40

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

50

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。

【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。

10

【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】

【0010】

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。

20

【0011】

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。

30

【0012】

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。

【0013】

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。

40

【0014】

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

50

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 2 0 から動作 1 2 へのフィードバックは提供されない。

【 0 0 1 6 】

動作 1 2 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、ガスで満たされたミ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、組織内に滯留することがある。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。

【 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。

【 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

10

20

30

40

50

た、他のシーケンスが使用されてもよい。

【 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。

【 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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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いともよい）。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。

【 0 0 2 7 】

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

10

20

30

40

50

され、変更されることがある。

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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、[1 1 1]）。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、[1 - 2 1]フィルタなどで、受信データに重み付けする。

【 0 0 3 3 】

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（L O C : 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。

【 0 0 3 4 】

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（C D V）やカラードップラーエネルギー（C D E）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。

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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

10

20

30

40

50

される。

【 0 0 3 7 】

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 [0 . 5 - 1 0 . 5] ）。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。

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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 - 2 1] ）と [1 1 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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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にゼロにされるか、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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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。

【 0 0 4 5 】

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】

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。

10

【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、ディスプレイ及び/又はメモリに出力される。

【0048】

生成された画像は、動作12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。

20

【0049】

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。

【0050】

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。

30

【0051】

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。

40

【0052】

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。

【0053】

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12～20の繰り返

50

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。

【 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 1 2 ~ 1 8 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 1 2 ~ 1 8 の繰り返しが、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 1 8 で選択が再び行われた後で、動作 2 0 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。

【 0 0 5 7 】

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もよい。3 0 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。

【 0 0 5 8 】

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應するのではなく、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。

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

動作 2 2 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

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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、他に混合又は組み合わせを使用してよい。

【 0 0 6 3 】

動作24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22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

10

20

30

40

50

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。

【0069】

動作26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。

【0070】

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。

【0071】

図3は、造影剤の超音波イメージングシステム50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50によって実施される。

【0072】

システム50は、トランスデューサ54、送信増幅器53を有する送信ビームフォーマ52、受信ビームフォーマ56、検出器58、メモリ64、プロセッサ62及びディスプレイ60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60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50は、様々なメカのいずれかからの医用診断超音波システムである。

【0073】

トランスデューサ54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54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54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54は、送信増幅器53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52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52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52によって設定される。

【0074】

送信ビームフォーマ52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53、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52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52の設定に応じて1つ以上の走査線に沿って送信する

10

20

30

40

50

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52によって設定される。

【0075】

送信増幅器53は、トランスデューサ54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53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53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53が使用されてもよい。一実施形態では、送信増幅器53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52の一部として含まれる。

10

【0076】

送信増幅器53とトランスデューサ54を使用して、送信ビームフォーマ52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53及び/又はアパーチャ選択(例えば、偶数又は奇数チャンネル)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。

20

【0077】

送信増幅器53から出力された送信波形は、トランスデューサ54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54によって受け取られる。トランスデューサ54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56に提供される。

【0078】

受信ビームフォーマ56は、増幅器、チャンネルフィルタ、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56は、1つ以上のトランスデューサ素子と接続された1つ以上の受信チャンネルに構成される。受信チャンネルは、走査線に沿って集束するためのチャンネルの機能として、相対遅延、アポダイゼーション及び重み付けを適用する。受信チャンネルデータは、加算されてビーム成形データを構成する。チャン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56によって実現される。受信ビームフォーマ56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。

30

40

【0079】

受信ビームフォーマ56及び/又は造影剤検出器58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。

【0080】

50

検出器 58 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 58 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 58 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 58 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。

【0081】

一実施形態では、検出器 58 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。

10

【0082】

一例では、検出器 58 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（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。

20

【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。

【0084】

30

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。

【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。

40

【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。

【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

50

数として変化させるように構成される。プロセッサ 6 2 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 6 2 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。

【 0 0 8 8 】

メモリ 6 4 は、プロセッサ 6 2 及び / 又はシステム 5 0 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、R A M 又は他のメモリである。メモリ 6 4 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 5 0 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。

10

【 0 0 8 9 】

代替又は追加として、メモリ 6 4 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、R A M、取り外し可能媒体、ハードディスク又は他の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、C P U、G P U 又はシステム内に記憶される。

20

【 0 0 9 0 】

ディスプレイ 6 0 は、モニタ、L C D、L E D、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 6 2 及び / 又は造影剤検出器 5 8 は、ディスプレイ 6 0 のための表示信号を生成する。ディスプレイ 6 0 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。

30

【 0 0 9 1 】

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。

40

【 符号の説明 】

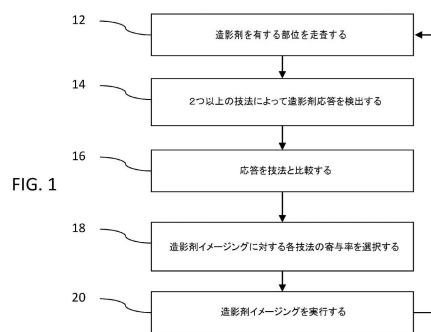
【 0 0 9 2 】

- 5 0 超音波イメージングシステム
- 5 2 送信ビームフォーマ
- 5 3 増幅器
- 5 4 トランスデューサ
- 5 6 受信ビームフォーマ
- 5 8 造影剤検出器
- 6 0 ディスプレイ

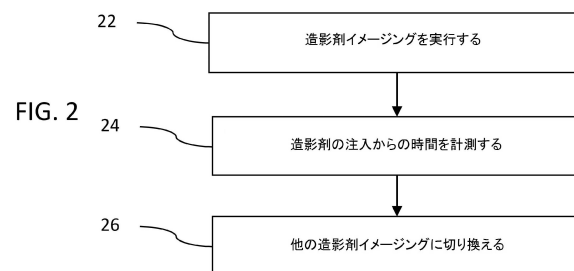
50

6 2 プロセッサ
6 4 メモリ

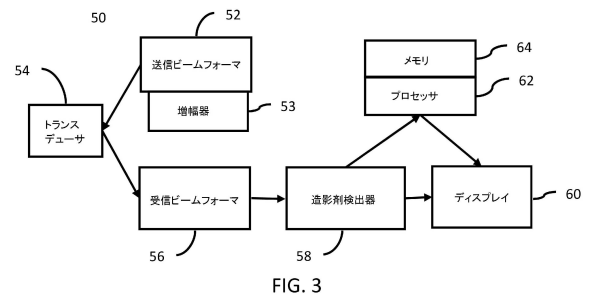
【図 1】



【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 98059 ワシントン、レントン、180番 アヴェニュー サウスイースト
13319
- (72)発明者 イスマイル エム . グラカー
アメリカ合衆国 94062 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
475
- (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 98075 ワシントン、サマミッシュ、サウスイースト 9番 ウエイ 27
045

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2002-177270(JP, A)
特開2007-090075(JP, A)
特開2013-252182(JP, A)
特開2001-299765(JP, A)
特開2007-167626(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15
G01S 7/52

专利名称(译)	医学超声成像对应造影剂		
公开(公告)号	JP6351657B2	公开(公告)日	2018-07-04
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		
当前申请(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		
审查员(译)	门田弘		
优先权	14/713810 2015-05-15 US		
其他公开文献	JP2016214856A		
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

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6351657号 (P6351657)
(45) 発行日 平成30年7月4日 (2018. 7. 4)		(24) 登録日 平成30年6月15日 (2018. 6. 15)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 11 外国語出願 (全 17 頁)			
(21) 出願番号 特願2016-97474 (P2016-97474)		(73) 特許権者 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 Solutions USA, Inc. アメリカ合衆国 19355 ペンシルヴァニア マルヴァーン リバティ プールバード 40	
(22) 出願日 平成28年5月13日 (2016. 5. 13)		(74) 代理人 100075166 弁理士 山口 巖	
(65) 公開番号 特開2016-214856 (P2016-214856A)		(74) 代理人 100133167 弁理士 山本 浩	
(43) 公開日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)			
審査請求日 平成28年8月22日 (2016. 8. 22)			
(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)			
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			