

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7606662号

(P7606662)

(45)発行日 令和6年12月26日(2024.12.26)

(24)登録日 令和6年12月18日(2024.12.18)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

請求項の数 20 (全21頁)

(21)出願番号	特願2021-537105(P2021-537105)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	令和1年12月23日(2019.12.23)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2022-515810(P2022-515810		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和4年2月22日(2022.2.22)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/086894		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2020/141127		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和2年7月9日(2020.7.9)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年11月16日(2022.11.16)		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(31)優先権主張番号	62/787,860		etherlands
(32)優先日	平成31年1月3日(2019.1.3)	(74)代理人	100122769
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 笛田 秀仙
(31)優先権主張番号	62/880,107	(74)代理人	100163809
(32)優先日	令和1年7月30日(2019.7.30)		弁理士 五十嵐 貴裕
	最終頁に続く	(72)発明者	ワーン シーイン
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 コントラスト強調画像のためのシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波イメージングシステムであって、
 複数の送受信イベントに関する超音波信号を受信する超音波プローブと、
 前記超音波プローブと通信する少なくとも1つのプロセッサと、
 を有し、前記プロセッサが、
 前記複数の送受信イベントに関する前記超音波信号において複数のマイクロバブルを識別するステップと、
 前記識別された複数のマイクロバブルの個々のマイクロバブルを複数のピクセルを有するマルチピクセルスポットとして表現するステップであって、前記識別された複数のマイクロバブルの個々のマイクロバブルに対する前記複数のピクセルは、前記超音波イメージングシステムの点拡がり関数に従って前記識別されたマイクロバブルの全範囲を表すいくつかのピクセルより小さく、単一のピクセルより大きい、ステップと、
 前記複数の送受信イベントに関する前記表現された複数のマイクロバブルを含む前記超音波信号を組み合わせて、コントラスト強調累積画像を形成するステップと、
 を実行するよう構成され、
 前記識別されたマイクロバブルを表すマルチピクセルスポット内の前記複数のピクセルの数は、前記識別されたマイクロバブルに関連する前記超音波信号の強度値に略比例し、
 前記複数のピクセルの数は、前記超音波信号に適用されるフィルタに少なくとも部分的に基づき、

10

20

前記フィルタが閾値を有し、前記閾値は、前記識別された複数のマイクロバブルを表現するために使用される前記複数のピクセルの数を決定し、

前記コントラスト強調累積画像の解像度は前記閾値を調整することによって調整される、超音波イメージングシステム。

【請求項 2】

ユーザ入力を受信するユーザインタフェースを更に有し、前記ユーザ入力が入記閾値を有する、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記複数の送受信イベントの前記超音波信号に対応する複数の超音波画像を形成するように構成され、前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記超音波信号が前記複数の超音波画像を形成するために使用された後に、前記超音波信号内の複数のマイクロバブルを識別するように構成される、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

10

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、複数のマイクロバブルを識別する前に、前記複数の超音波画像を分析して、組織構造から生じる超音波信号と、前記複数のマイクロバブルから生じる超音波信号とを分離するように構成される、請求項 3 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは更に、前記超音波信号にクラッタ除去フィルタを適用するように構成される、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

20

【請求項 6】

前記クラッタ除去フィルタは、有限インパルス応答ハイパスフィルタ、無限インパルス応答ハイパスフィルタ、多項式最小二乗曲線フィッティングフィルタ、又は特異値分解ハイパスフィルタのうちの少なくとも 1 つを有する、請求項 5 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、動き補償を実行するように構成される、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 8】

前記動き補償が、前記表現された複数のマイクロバブルに対して実行される、請求項 7 に記載の超音波イメージングシステム。

30

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記複数の送受信イベントの前記超音波信号に対応する複数の超音波画像を形成するように構成され、前記動き補償が、前記複数の超音波画像に対して実行される、請求項 7 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 10】

複数の超音波画像を受信するステップと、

前記複数の超音波画像の個々の超音波画像において複数のマイクロバブルを識別するステップと、

40

前記識別された複数のマイクロバブルの個々のマイクロバブルを複数のピクセルを有するマルチピクセルスポットとして表現するステップであって、前記識別された複数のマイクロバブルの個々のマイクロバブルに対する前記複数のピクセルが点拡がり関数に従って前記識別されたマイクロバブルの全範囲を表すいくつかのピクセルより小さく、単一のピクセルより大きい、ステップと、

前記複数の送受信イベントに関する前記表現された複数のマイクロバブルを含む複数の超音波画像の個々の超音波画像の少なくとも 2 つを組み合わせ、コントラスト強調累積画像を提供するステップと、

を有し、

前記識別されたマイクロバブルを表すマルチピクセルスポット内の前記複数のピクセル

50

の数は、前記識別されたマイクロバブルに関連する超音波信号の強度値に略比例し、

前記複数のピクセルの数は、前記超音波信号に適用されるフィルタに少なくとも部分的に基づき、

前記フィルタが閾値を有し、前記閾値は、前記識別された複数のマイクロバブルを表現するために使用される前記複数のピクセルの数を決定し、

前記コントラスト強調累積画像の解像度は前記閾値を調整することによって調整される、方法。

【請求項 1 1】

前記複数のピクセルが閾値に基づいており、前記閾値を上回る識別された複数のマイクロバブルのピクセルのみが、前記複数の超音波画像の個々の超音波画像において表される、請求項 1 0 に記載の方法。

10

【請求項 1 2】

前記閾値をユーザ入力に基づいて設定するステップを更に有する、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記複数のマイクロバブルを識別するステップが、前記複数の超音波画像の個々の超音波画像に対して極大値探索を実行することを含む、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記複数のマイクロバブルを識別するステップが、前記複数の超音波画像の個々の超音波画像に対して強度に基づく閾値処理を実行することを更に含む、請求項 1 3 に記載の方法。

20

【請求項 1 5】

前記点拡がり関数によって規定される領域内に 1 つの極大値のみが見つげられることができる、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記複数の超音波画像の個々の超音波画像をクラッタ除去フィルタに通すステップを更に有する、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記識別された複数のマイクロバブルを表現した後に、動きによる変位を推定するステップと、

30

前記推定された変位に基づいて、前記表現された複数のマイクロバブルの位置を調整するステップと、
を更に有する、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記複数の超音波画像の個々の超音波画像において複数のマイクロバブルを識別する前に、動きによる変位を推定するステップと、

前記推定された変位に基づいて、前記複数の超音波画像の個々の超音波画像を調整するステップと、
を有する、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 9】

40

前記複数の超音波画像の個々の超音波画像における組織構造の動きが、前記変位を推定するために使用される、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記複数の超音波画像のコントラスト画像から前記複数の超音波画像の組織画像を分離するように、前記複数の超音波画像をフォーマットするステップを更に有し、前記複数の超音波画像の個々の超音波画像は、前記コントラスト画像に対応する、請求項 1 0 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

50

本出願は、コントラスト強調画像に関する。より具体的には、本出願が血管イメージングのためのコントラスト強調超音波に関する。

【背景技術】

【0002】

コントラスト強調画像では、領域又はボリュームからより高い信号強度を提供するために、又は高いコントラスト濃度で領域又はボリュームからの信号を選択的に強調するために、造影剤が、撮像されるべき領域又はボリュームに提供される。例えば、コントラスト強調超音波 (contrast-enhanced ultrasound、CEUS) では、マイクロバブルが被検体の血流に注入され、被検体の血管系の超音波画像が取得されることができ、マイクロバブルがなければ、血管によって信号がほとんど又は全く提供されないことがある。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

コントラスト累積イメージング (contrast accumulation imaging、CAI) では、複数のコントラスト強調画像 (例えば、複数の画像フレーム) が取得され、組み合わせられ及び/又は正規化されて、最終画像を形成し、これを使用して、造影剤の進行をマッピングし、血管のトポロジー及び被視認性を強調することができる。CEUSの時間累積画像は商業化されており、血管分布の可視化に広く使用されている。しかし、CEUSは、コントラストモードにおける点拡がり関数 (PSF) のサイズが大きいため、空間解像度が制限される。PSFは、撮像システムによる点源のぼけ又は広がり尺度である。また、CEUSは、強い残差クラッタアーチファクト、並びに最終画像を形成するために複数の画像フレームを組み合わせることによる患者により引き起こされる運動に対する脆弱性を有する可能性がある。

20

【0004】

図7は、循環マイクロバブルを有する2分岐フローファントムの例 (a) CEUS及び (b) CAI画像を示す。図7 (a) に見られるように、CEUS画像は、マイクロバブルが単一の画像取得中に血管系のあらゆる点に存在しないので、血管系の視覚化に「孔」を有する。血管系のより完全な画像は、図7 (b) のCAI画像に見ることができ、しかしながら、CAI画像は、空間解像度が低いという欠点がある。原則として、CAIはCEUSと同様の空間解像度を有するが、実際にはその解像度は、組織の動き及びクラッタアーチファクトのためにより悪い。クラッタアーチファクトは、マイクロバブル及び/又は血管系に対する偽陽性として生じる。例えば、CAI画像では、矢印100及び102によってそれぞれ示されるように、画像の左側境界及び右境界にヘイズとして現れる目に見える残差クラッタがある。更に、CEUS画像及びCAI画像の両方において、白い矢印104及び106によって示されるように、線状の残差クラッタが存在し、これは、血管分岐について偽陽性として作用する。従って、より高い空間解像度及び低減されたアーチファクトを有する改良されたコントラスト強調累積イメージング技術が望まれる。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

臓器又は疾患の様々な血管レベルの視覚化を意図した様々な臨床用途に合わせて適応されることができ、調整可能な解像度及び取得時間を有するイメージング技術を実行するシステム及び方法が提供される。本開示は、複数のピクセルを戦略的に選択して、画像内でローカライズ (localize、位置特定) される1つ又は複数のマイクロバブルを表す、改良された撮像性能を提供することができる、コントラスト累積イメージング技術を記載する。本明細書に記載されるシステム及び方法は特に、より特徴的な特性をもつ各マイクロバブルをローカライズすることができ、CAIよりも優れた空間解像度、調整可能な空間解像度、及び/又はCAIよりも少ない残差クラッタを提供することができ、それにより高いコントラスト対組織比 (CTR) を与えることができる。本明細書に記載されるシステム及び方法は、超解像イメージング (Super-resolution imaging) と比較して、より短いデータ収集時間 (例えば、約20秒) で、規則的なCEUSフレームレート (例えば、

40

50

15 ~ 25 Hz) で、コントラスト強調画像を提供することができる。

【0006】

本明細書に開示される少なくとも1つの例によれば、超音波イメージングシステムは、複数の送受信イベントに関する超音波信号を受信する超音波プローブと、超音波プローブと通信する少なくとも1つのプロセッサと、を有することができ、前記少なくとも1つのプロセッサは、複数の送受信イベントに関する超音波信号においてマイクロバブルを識別するステップと、識別されたマイクロバブルの個々のマイクロバブルを複数のピクセルとして表現するステップであって、識別されたマイクロバブルの個々のマイクロバブルの個々のピクセルが、超音波イメージングシステムの点広がり関数より小さい、ステップと、複数の送受信イベントに関する表現されたマイクロバブルを有する超音波信号を組み合わせ、コントラスト強調累積画像を形成するステップと、を実行するよう構成される。

10

【0007】

本明細書に開示される少なくとも1つの例によれば、方法は、複数の超音波画像を受け取るステップと、複数の超音波画像の個々の超音波画像においてマイクロバブルを識別するステップと、識別されたマイクロバブルを複数のピクセルとして表現するステップであって、識別されたマイクロバブルの個々のマイクロバブルの個々のピクセルが、点広がり関数より小さい、ステップと、複数の超音波画像の個々の超音波画像のうち少なくとも2つを組み合わせ、コントラスト強調累積画像を提供するステップと、を有することができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0008】

【図1】本開示のいくつかの例に従って構成された超音波イメージングシステムのブロック図。

【図2】本開示のいくつかの例による例示的なプロセッサを示すブロック図。

【図3】本開示のいくつかの例による方法のフローチャート。

【図4】本開示のいくつかの例による方法のフローチャート。

【図5】本開示のいくつかの例に従った、フローファントムにおけるコントラスト強調画像の例を示す図。

【図6】本開示のいくつかの例による、肝臓のインビボコントラスト強調画像の例を示す。

【図7】例示的なコントラスト強調画像を示す。

30

【発明を実施するための形態】

【0009】

特定の例示的な実施例の以下の説明は、本質的に単に例示的なものであり、本発明又はその応用又は使用を限定することを意図するものではない。本システム及び方法の例の以下の詳細な説明において、本明細書の一部を形成する添付の図面が参照され、それらの図面には、記述されるシステム及び方法が実施されることができる特定の例が例示として示される。これらの例は、当業者がここに開示されるシステム及び方法を実施することを可能にするに十分詳細に記載されており、更に、他の例が利用されてもよく、構造的及び論理的な変更が、本システムの精神及び範囲から逸脱することなくなされることができることが理解されるべきである。更に、明確さのために、特定の特徴の詳細な説明は、本システムの説明を不明瞭にしないように、当業者に明らかである場合には記述されない。従って、以下の詳細な説明は、限定的な意味で解釈されるべきではなく、本システムの範囲は、添付の特許請求の範囲によってのみ規定される。

40

【0010】

超音波ローカライゼーションマイクロスコピー (ultrasound localization microscopy, ULM) としても知られる超解像イメージング (Super-resolution imaging, SRI) は、血管系イメージング及び定量化のための別のイメージング技術である。SRIはいくつかの利点を有する：(1) 高い空間解像度 (~ 8 μm \times 10 μm まで、ほとんど赤血球のサイズに近い)；(2) 通常のCEUSと同じ浸透深さ；(3) 大きさ及び方向の両方における血流の定量化 (また、任意的に、伝播速度)；(4) 非毒性マイクロバブル

50

ベースの造影剤を用いた非侵襲性；(5) 既存の臨床スキャナに対するハードウェア変更なし。一般的なSRI技術では、各超解像画像は、(1) 各々の分離可能なマイクロバブルの中心をローカライズし、次いで(2) 何千もの取得にわたってこれらの中心を累積する、という2つのステップによって得られる。各マイクロバブルの位置は、各マイクロバブル強度プロファイルの極大値をとることによって得られる。これは、各々のマイクロバブルの中心が単一ピクセルドットとして見られ、表されることができるとを意味する。ローカライゼーションの最中、各マイクロバブルの中心は以下の方法でも得られることができる：(1) 画像ドメイン内の各分離可能なマイクロバブルのピーク(最大強度)を直接見つける；又は(2) マイクロバブル画像を2D/3Dガウス関数にフィッティングし、ピークを求める；又は(3) マイクロバブル画像をイメージングシステムのPSFにフィッティングし、ピークを求める。「最大ピクセル投影技術」という語は、複数の取得(例えば、複数の画像フレーム)からの中心位置の累積を指すために使用される。マイクロバブルの中心位置の累積は、マイクロバブルの確率密度マッピングであり、これは、微小血管系の超解像画像である。

【0011】

SRIは、典型的には従来のコントラスト超音波スキャンと比較して、非常に高い撮像フレームレート(多くの場合 $> 500\text{ Hz}$)と非常に長い取得時間(例えば、数分)との組み合わせに対応する、数十又は数十万の個々のコントラスト撮像フレームを必要とする。通常のCEUSフレームレート(例えば、 $15 \sim 25\text{ Hz}$)及び短い取得時間(例えば、20秒)で許容可能な超解像画像を達成することは非常に困難である。SRIにおける高い撮像フレームレートは、(1) 個々のマイクロバブルの良好な分離、(2) マイクロバブルの十分な累積、及び(3) 適切な動き補償、のために好ましい。低フレームレート(従来のCEUSのように $\sim 25\text{ Hz}$)のSRIは、動きアーチファクトによって制限され、長い取得時間($> 30\text{ 分}$)を必要とする。取得時間が十分でない場合、部分的な充填及び多数の「孔」のために、超解像画像が適切に形成されない可能性がある。血流力学的には、大きな血管(直径 $> 100\text{ }\mu\text{m}$)の方が灌流が速くなる。従って、それらを再構成するために必要な取得時間は、非常に小さい血管($\sim 20\text{ }\mu\text{m}$ 以下)の場合よりもはるかにより短くなり得る。SRIは小さな構造、例えば、直径 $20\text{ }\mu\text{m}$ 未満の毛細管を主に撮像するために開発された技術であるので、データ取得時間は、そのような微小血管を再構成するのに十分長くない。

【0012】

SRIの空間解像度及び時間解像度は、この技術がそれらの中のローカライズされたソース(例えば、マイクロバブル)に基づいて微小血管を再構成すると仮定すると、マイクロバブルの局所的な濃度に関連することができる(例えば、単一ピクセルドットは、累積のための各マイクロバブルを表すために使用される)。例えば、1,000,000イベント(例えば、マイクロバブル)を生じる高濃度のマイクロバブル及び75,000画像の累積(例えば、 500 Hz のフレーム速度で150秒の取得時間)を用いて、 $10\text{ }\mu\text{m}$ の空間解像度を有する1つの超解像画像を生成することができる。

【0013】

本開示は、臓器又は疾患の様々な血管レベルの視覚化を意図した様々な臨床用途に合わせて適応されることができる、調整可能な解像度及び取得時間を有するイメージング技術を実行するシステム及び方法に向けられる。本開示は、CAIの一般的なPSF又はSRIの単一ピクセル表現に関連する多数のピクセルとは対照的に、画像内でローカライズされた1つ又は複数のマイクロバブルを表すために複数のピクセルを戦略的に選択するコントラスト累積イメージング技法を説明する。マイクロバブルを表すピクセルは複数のピクセルが画像データ内のマイクロバブルを表すように、画像データにフィルタを適用することによって選択されることができる。いくつかの例において、フィルタは、識別されたマイクロバブルに関連付けられる最大ピクセル強度と最小ピクセル強度との間の値の強度閾値を有することができる。他の例では、フィルタは、平均信号強度よりも大きい強度をもつピクセルの或るパーセンテージを選択することができる。更に他の例では、フィルタは

10

20

30

40

50

、マイクロバブルを表すピクセルを選択するための他の閾値又はアルゴリズムを有することができる。フィルタのピクセル強度値は、既存の画像データに基づいて算出され又はプリセットされることができる。このフィルタリングされる技術は、複数の異なる強度値のマイクロバブルが、後続の撮像フレームにおいてローカライズされ累積されることを可能にし、それにより、高解像度画像（例えば、強調 C A I 画像）を達成することができる。本明細書で説明される技法は、「強調 C A I」と呼ばれることがある。

【 0 0 1 4 】

マイクロバブルなどの造影剤が被検体内に存在する場合、超音波信号からコントラスト強調画像が生成されることができる。いくつかの例において、超音波イメージングシステムが、信号を分離することで、コントラスト画像を生成し、造影剤及び組織画像を視覚化し、組織構造を視覚化することができる。いくつかの例において、超音波イメージングシステムは、超音波信号及び/又は画像中のマイクロバブルを識別するように構成される少なくとも1つのプロセッサを有することができる。識別後、少なくとも1つのプロセッサは、識別されたマイクロバブルをフィルタに通すことによって、複数のピクセルによって識別された各マイクロバブルを表すことによって、マイクロバブルをローカライズすることができる。ピクセルの数は、フィルタの閾値に依存することができる。複数の超音波信号（例えば、複数の送受信イベントから受信されたエコーに基づく信号）及び/又は少なくとも1つのプロセッサによって処理された複数の画像フレームは、最終的なコントラスト強調累積画像を形成するために組み合わせられることができる。いくつかの例において、少なくとも1つのプロセッサは、画像を累積する前に動き推定及び補償を実行することができる。任意には、いくつかの例において、少なくとも1つのプロセッサは、超音波信号及び/又は画像を1つ又は複数のクラッタ除去フィルタに通すことができる。

【 0 0 1 5 】

図 1 は、本開示の原理に従って構成される超音波イメージングシステム 2 0 0 のブロック図を示す。本開示による超音波イメージングシステム 2 0 0 は、超音波プローブ 2 1 2、例えば、外部プローブ又は血管内超音波（ I V U S ）カテーテルプローブなどの内部プローブに含められることができるトランスデューサアレイ 2 1 4 を有することができる。他の例において、トランスデューサアレイ 2 1 4 は、撮像される被検体（例えば、患者）の表面に共形的に適用されるように構成される可撓性アレイの形態でありうる。トランスデューサアレイ 2 1 4 は、超音波信号（例えば、ビーム、波）を送信し、送信された超音波信号に応答するエコー（例えば、受信超音波信号）を受信するように構成される。様々なトランスデューサアレイ、例えば、線形アレイ、湾曲アレイ、又は位相アレイが使用されることができる。例えば、トランスデューサアレイ 2 1 4 は、2 D 及び/又は 3 D 画像のための仰角寸法及び方位角寸法の両方でスキャンする能力をもつトランスデューサ素子の 2 次元アレイ（図示のよう）を有することができる。一般に知られているように、軸方向は、アレイの面に垂直な方向であり（湾曲したアレイの場合、軸方向は扇状に広がる）、方位角方向は一般に、アレイの長手方向寸法によって規定され、仰角方向は方位角方向を横断する方向である。

【 0 0 1 6 】

いくつかの例において、トランスデューサアレイ 2 1 4 は、マイクロビームフォーマ 2 1 6 に結合されることができ、マイクロビームフォーマ 2 1 6 は、超音波プローブ 2 1 2 内に配置されることができ、アレイ 2 1 4 内のトランスデューサ素子による信号の送受信を制御することができる。いくつかの例において、マイクロビームフォーマ 2 1 6 は、アレイ 2 1 4 内の能動素子（例えば、所与の時点に能動アパーチャを規定するアレイの能動的な素子のサブセット）による信号の送受信を制御することができる。

【 0 0 1 7 】

いくつかの例において、マイクロビームフォーマ 2 1 6 は、例えば、プローブケーブルによって、又は無線によって、送信/受信（ T / R ）スイッチ 2 1 8 に結合されることができ、このスイッチ 2 1 8 は、送信と受信を切り替え、主ビームフォーマ 2 2 2 を高エネルギー送信信号から保護する。いくつかの例において、例えば携帯型超音波システムでは

10

20

30

40

50

、 T / R スイッチ 2 1 8 及びシステム内の他の構成要素は、画像処理電子機器を収容する超音波システムベース内ではなく、超音波プローブ 2 1 2 内に含まれることができる。超音波システムベースは、典型的には信号処理及び画像データ生成のための回路、並びにユーザインタフェースを提供するための実行可能命令を有するソフトウェア及びハードウェアコンポーネントを有する。

【 0 0 1 8 】

トランスデューサアレイ 2 1 4 からの超音波信号の送信は、マイクロビームフォーマ 2 1 6 の制御下で、送信コントローラ 2 2 0 によって方向付けられ、送信コントローラ 2 2 0 は、 T / R スイッチ 2 1 8 及び主ビームフォーマ 2 2 2 に結合されることができる。送信コントローラ 2 2 0 は、ビームがステアされる方向を制御することができる。ビームは、トランスデューサアレイ 2 1 4 から真っすぐ前方に（トランスデューサアレイ 2 1 4 に直交する方向に）ステアされ、又はより広い視野にわたって複数の異なる角度にステアされることができる。送信コントローラ 2 2 0 はまた、ユーザインタフェース 2 2 4 に結合されることができ、ユーザ制御部のユーザ操作からの入力を受信することができる。ユーザインタフェース 2 2 4 は、 1 つ又は複数の機械的制御（例えば、ボタン、エンコーダなど）、タッチ感知制御（例えば、トラックパッド、タッチスクリーンなど）、及び / 又は他の公知の入力デバイスを含み得る、コントロールパネル 2 5 2 などの 1 つ又は複数の入力デバイスを有することができる。

10

【 0 0 1 9 】

いくつかの例において、マイクロビームフォーマ 2 1 6 によって生成された部分的にビーム成形された信号は、主ビームフォーマ 2 2 2 に結合されることができ、主ビームフォーマ 2 2 2 では、トランスデューサ素子の個々のパッチからの部分的にビーム成形された信号が組み合わされて、完全にビーム成形された信号を与えることができる。いくつかの例において、マイクロビームフォーマ 2 1 6 は省略され、トランスデューサアレイ 2 1 4 が、ビームフォーマ 2 2 2 の制御下にあり、ビームフォーマ 2 2 2 が、信号の全てのビームフォーミングを行う。マイクロビームフォーマ 2 1 6 を有する及び有しない例において、ビームフォーマ 2 2 2 のビームフォーミングされた信号は、処理回路 2 5 0 に結合され、処理回路 2 5 0 は、ビームフォーミングされた信号（すなわち、ビームフォーミングされた R F データ）から超音波画像を生成するように構成される 1 つ又は複数のプロセッサ（例えば、信号プロセッサ 2 2 6、 B モードプロセッサ 2 2 8、ドップラプロセッサ 2 6 0、及び 1 つ又は複数の画像生成及び処理コンポーネント 2 6 8）を有することができる。

20

30

【 0 0 2 0 】

信号プロセッサ 2 2 6 は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、 I 及び Q コンポーネント分離、及び高調波信号分離のような様々な方法で、ビームフォーミングされた受信 R F データを処理するように構成されることができる。信号プロセッサ 2 2 6 は更に、スペckル低減、信号合成、及び電子ノイズ除去のような追加の信号強化を行うことができる。処理された信号（ I 及び Q コンポーネント又は I Q 信号とも呼ばれる）は、画像生成のために追加の下流信号処理回路に結合されることができる。 I Q 信号は、システム内の複数の信号経路に結合されることができ、その各信号経路は異なるタイプの画像データ（例えば、 B モード画像データ、ドップラ画像データ）を生成するのに適した信号処理コンポーネントの特定の配置に関連付けることができる。例えば、システムは、 B モード画像データを生成するために、信号プロセッサ 2 2 6 からの信号を B モードプロセッサ 2 2 8 に結合する B モード信号経路 2 5 8 を有することができる。

40

【 0 0 2 1 】

本開示の原理によるいくつかの例において、信号プロセッサ 2 2 6 は、 R F データ及び / 又は I Q 信号を解析して、信号中のマイクロバブルを識別し、ローカライズすることができる。処理された信号は、強調 C A I 画像の累積及び生成のために、 B モードプロセッサ 2 2 8 及び他の処理回路（例えば、スキャンコンバータ、 2 3 0、画像プロセッサ 2 3 6）に供給されることができる。いくつかの例において、信号プロセッサ 2 2 6 は、複数の送信 / 受信イベントにわたって信号を累積して、合成信号を生成し、合成信号は、 B モ

50

ードプロセッサ 228 及び他の処理回路によって更に処理されて、強調 C A I 画像が生成されることができる。

【0022】

Bモードプロセッサ 228 は、体内の構造の撮像のために振幅検出を使用することができる。本開示の原理によれば、Bモードプロセッサ 228 は、組織画像及び/又はコントラスト画像のための信号を生成することができる。マイクロバブルは、周囲の組織よりもはるかに高い強度のエコーを生成することができるので、マイクロバブルからの信号は、別のコントラスト画像を形成するために、Bモード信号から抽出されることができる。同様に、より低い強度の組織信号が、組織画像を生成するためにマイクロバブル信号から分離されることもできる。Bモードプロセッサ 228 によって生成された信号は、スキャンコンバータ 230 及び/又はマルチプラナリフォーマッタ 232 に結合されることができる。スキャンコンバータ 230 は、エコー信号を、それらが受信された際の空間関係から所望の画像フォーマットに構成するように構成されることができる。例えば、スキャンコンバータ 230 は、エコー信号を、2次元(2D)セクタ形状フォーマット、又はピラミッド形又は他の形状の3次元(3D)フォーマットに構成することができる。本開示の別の例では、スキャンコンバータ 230 は、エコー信号を、横並びのコントラスト強調画像及び組織画像に構成することができる。以下で更に説明するように、いくつかの例において、画像プロセッサ 236 は、マイクロバブルの識別、ローカライゼーション、及び累積を実行する。

【0023】

マルチプラナリフォーマッタ 232 は、例えば米国特許第 6,443,896 号 (Detmer) 明細書に記載されているように、身体のパリメトリック領域内の共通平面内の点から受け取ったエコーを、その平面の超音波画像(例えば、Bモード画像)に変換することができる。スキャンコンバータ 230 及びマルチプラナリフォーマッタ 232 は、いくつかの例において1つ又は複数のプロセッサとして実現されることができる。

【0024】

ボリュームレンダラ 234 は例えば、米国特許第 6,530,885 号 (Entrekin他) 明細書に記載されているように、所与の基準点から見た3Dデータセットの画像(投影、レンダリング、又は描画とも呼ばれる)を生成することができる。ボリュームレンダラ 234 は、いくつかの例において、1つ又は複数のプロセッサとして実現されることができる。ボリュームレンダラ 234 は、表面レンダリング及び最大強度レンダリングなどの任意の既知の又は将来の既知の技法によって、ポジティブレンダリング又はネガティブレンダリングなどのレンダリングを生成することができる。

【0025】

いくつかの例において、システムは、信号プロセッサ 226 からの出力をドップラプロセッサ 260 に結合するドップラ信号経路 262 を有することができる。ドップラプロセッサ 260 は、ドップラシフトを評価し、ドップラ画像データを生成するように構成されることができる。ドップラ画像データは、表示のためにBモード(すなわち、グレースケール)画像データとオーバーレイされるカラーデータを含むことができる。ドップラプロセッサ 260 は例えば、ウォールフィルタを使用して、不要な信号(すなわち、移動していない組織に関連する雑音又はクラッタ)をフィルタ除去するように構成されることができる。ドップラプロセッサ 260 は更に、既知技術に従って速度及びパワーを推定するように構成されることができる。例えば、ドップラプロセッサは、自己相関器のようなドップラ評価器を有することができ、そこで、ラグワン自己相関関数の引数に基づいて速度(ドップラ周波数)推定を行い、ラグゼロ自己相関関数の大きさに基づいてドップラパワー推定を行うものであってもよい。動きは、既知の位相領域(例えば、MUSIC、ESPRIT等のパラメトリック周波数推定器)又は時間ドメイン(例えば、相互相関)信号処理技術によって推定されこともできる。速度推定器の代わりに、又は速度推定器に加えて、加速度又は時間及び/又は空間速度微分の推定器など、速度の時間又は空間分布に関連する他の推定器が使用されることもできる。いくつかの例において、速度とパワーの推定

10

20

30

40

50

値は、ノイズを更に低減するために更なる閾値検出を受けることができ、また、セグメンテーション並びに充填及び平滑化のような後処理を受けることができる。次に、速度推定値及びパワー推定値は、カラーマップに従ってディスプレイカラーの所望の範囲にマッピングされることができる。次いで、ドップラ画像データとも呼ばれるカラーデータは、スキャンコンバータ 230 に結合されることができ、そこでドップラ画像データは、所望の画像フォーマットに変換され、組織構造の B モード画像上にオーバーレイされて、カラードップラ又はパワードップラ画像を形成することができる。例えば、ドップラ画像データは、組織構造の B モード画像上にオーバーレイされることができる。

【0026】

スキャンコンバータ 230、マルチプラナリフォーマッタ 232、及び/又はボリュームレンダラ 334 からの出力（例えば、B モード画像、ドップラ画像）は、画像ディスプレイ 238 上に表示される前に、更なる強調、バッファリング、及び一時記憶のために、画像プロセッサ 236 に結合されることができる。

【0027】

本開示の原理によれば、いくつかの例において、画像プロセッサ 236 は、1 つ又は複数の画像を分析して、マイクロバブル当たり複数のピクセルに基づいて、画像内の 1 つ又は複数のマイクロバブルを識別し、ローカライズすることができる。いくつかの例において、マイクロバブルを識別することは、（例えば、PSF を使用して）一般的なマイクロバブル領域を識別することと、次いで、一般的なマイクロバブル領域に 1 つ又は複数のフィルタを適用して 1 つ又は複数の特定のマイクロバブルを識別することとを有することができる。いくつかの例において、フィルタの閾値より大きい強度を有するピクセルが、マイクロバブルとして分類される。1 つ又は複数のフィルタを更に使用して、マイクロバブルの中心を複数のピクセルとして表すことによってマイクロバブルをローカライズすることができる。フィルタは（例えば、検査タイプ及び/又は造影剤タイプに基づいて）プリセットされてもよく、又は画像のマイクロバブル領域に示される強度レンジに基づいて設定されることができる。他の例では、フィルタは、ユーザ入力によって設定されることができる。いくつかの例において、フィルタは、どのピクセルを視覚化すべきかを決定するために、閾値及び/又は他の選択アルゴリズムを適用することができる。いくつかの例において、閾値は強度値でありうる。従って、いくつかの例では、閾値は、マイクロバブルの最大強度（例えば、80%、90%）よりも小さく、最小強度（例えば、50%、60%）よりも大きい強度閾値であり、それゆえ、マイクロバブルの表現は、1 ピクセルよりも大きいピクセルの範囲がマイクロバブル全体（例えば、PSF）よりも小さい複数ピクセルスポットとなる。最大強度のパーセンテージが増加すると、各マイクロバブルを表すピクセル数が減少し、解像度が増加する。この技術を使用することによって、複数のマイクロバブルを PSF 内でローカライズさせることができ、いくつかの例において、各マイクロバブルは、それ自体の強度又はピクセルシグネチャを有することができる。ローカライゼーションの後、画像プロセッサ 236 は、複数の画像フレーム及び/又は送受信イベントにわたって、ローカライズされたマイクロバブルを累積することができる。

【0028】

任意には、画像プロセッサ 236 は、マイクロバブルを識別しローカライズする前に、1 つ又は複数の画像にクラッタ除去フィルタを適用することができる。画像プロセッサ 236 は、マイクロバブルを識別及びローカライズする前に、代替的に又は追加的に、平滑化、ディテール強調、及び/又は追加的なノイズ抑制を含む、他の前処理ステップを適用することができる。

【0029】

グラフィックスプロセッサ 240 は、画像と共に表示するためのグラフィックオーバーレイを生成することができる。これらのグラフィックオーバーレイは、例えば、患者名、画像の日時、撮像パラメータ等の標準の識別情報を有することができる。これらの目的のために、グラフィックスプロセッサは、タイプされた患者名又は他の注釈などの入力をユーザインタフェース 224 から受信するように構成されることができる。ユーザインタフェ

10

20

30

40

50

ース 244 は、マルチプラナリフォーマット (MPR) 画像の表示の選択及び制御のために、マルチプラナリフォーマット装置 232 に結合されることもできる。

【0030】

システム 200 は、ローカルメモリ 242 を有することができる。ローカルメモリ 242 は、任意の適切な非一時的なコンピュータ可読媒体 (例えば、フラッシュドライブ、ディスクドライブ) として実現されることができる。ローカルメモリ 242 は、Bモード画像、マスク、実行可能命令、ユーザインタフェース 224 を介してユーザによって提供される入力、又はシステム 200 の動作に必要なその他の情報を有する、システム 200 によって生成されたデータを記憶することができる。

【0031】

前述した装置 200 は、ユーザインタフェース 224 を有する。ユーザインタフェース 224 は、ディスプレイ 238 及びコントロールパネル 252 を有することができる。ディスプレイ 238 は、LCD、LED、OLED、又はプラズマディスプレイ技術などの、種々の既知のディスプレイ技術を用いて実施されるディスプレイ装置を有することができる。いくつかの例において、ディスプレイ 238 は、複数のディスプレイを具備することができる。コントロールパネル 252 は、ユーザ入力 (例えば、検査タイプ、マイクロバブルローライゼーションのためのフィルタ値) を受信するように構成されることができる。コントロールパネル 252 は、1つ又は複数のハードコントロール (例えば、ボタン、ノブ、ダイヤル、エンコーダ、マウス、トラックボール等) を有することができる。いくつかの例において、コントロールパネル 252 が追加的に、又は代替的に、タッチセンシティブディスプレイ上に提供されるソフトコントロール (例えば、GUI制御要素、又は単に、GUIコントロール) を有することができる。いくつかの例において、ディスプレイ 238 は、コントロールパネル 252 の1つ又は複数のソフトコントロールを有するタッチセンシティブディスプレイとすることができる。

【0032】

本開示の原理によれば、いくつかの例において、ユーザは、ユーザインタフェース 224 を介して、マイクロバブルをローライズするためにフィルタの閾値を設定することができる。上述したように、閾値を調整することによって、コントラスト累積画像の解像度を調整することができる。従って、閾値を設定することによって、ユーザは、解像度及び/又は必要な取得時間を制御することができる。いくつかの例において、ユーザは、所望の解像度及び/又は取得時間を選択することができ、イメージングシステム 200 はフィルタの対応する閾値を計算することができる。いくつかの例において、閾値は、検査の種類、造影剤の種類、及び/又は画像の特性 (例えば、ダイナミックレンジ) に基づいてプリセットされることができる。

【0033】

いくつかの例において、図 2 に示す様々なコンポーネントが、組み合わせられることができる。例えば、画像プロセッサ 236 及びグラフィックスプロセッサ 240 は、単一のプロセッサとして実現されることができる。別の例では、スキャンコンバータ 230 及びマルチプラナリフォーマッタ 232 は、単一のプロセッサとして実現されることができる。いくつかの例において、図 2 に示される様々なコンポーネントは、別個のコンポーネントとして実現されることができる。例えば、信号プロセッサ 226 は、各撮像モード (例えば、Bモード、ドップラ) ごとに別個の信号プロセッサとして実現されることができる。いくつかの例において、図 2 に示される様々なプロセッサのうちの1つ又は複数は、指定されたタスクを実行するように構成される汎用プロセッサ及び/又はマイクロプロセッサによって実現されることができる。いくつかの例において、様々なプロセッサのうちの1つ又は複数は、特定用途向け回路として実現されることができる。いくつかの例において、様々なプロセッサ (例えば、画像プロセッサ 236) の1つ又は複数は、1つ又は複数のグラフィカル処理ユニット (GPU) と共に実現されることができる。

【0034】

図 2 は、本開示の原理による例示的なプロセッサ 300 を示すブロック図である。プロ

10

20

30

40

50

セッサ 300 は、本明細書に記載される 1 つ又は複数のプロセッサ、例えば、図 1 に示される画像プロセッサ 236 を実現するために使用されることができる。プロセッサ 300 は、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、デジタル信号プロセッサ (DSP)、フィールドプログラマブルゲートアレイがプロセッサを形成するようにプログラムされているフィールドプログラマブルゲートアレイ (フィールドプログラマブルゲートアレイ)、グラフィック処理ユニット (GPU)、ASIC がプロセッサを形成するように設計されている特定用途向け回路 (ASIC)、又はそれらの組み合わせを含むが、それらに限定されない、任意の適切なプロセッサタイプであってもよい。

【0035】

プロセッサ 300 は、1 つ又は複数のコア 302 を有することができる。コア 302 は、1 つ又は複数の算術論理ユニット (ALU) 804 を有することができる。いくつかの例において、コア 302 は、ALU 304 に加えて、又はその代わりに、浮動小数点論理ユニット 306 及び / 又はデジタル信号処理ユニット 308 を有することができる。

【0036】

プロセッサ 300 は、コア 302 に通信可能に結合された 1 つ又は複数のレジスタ 312 を有することができる。レジスタ 312 は、専用の論理ゲート回路 (例えば、フリップフロップ) 及び / 又は任意のメモリ技術を使用して実現されることができる。いくつかの例において、レジスタ 312 は、スタティックメモリを使用して実現されることができる。レジスタは、データ、命令、及びアドレスをコア 302 に提供することができる。

【0037】

いくつかの例において、プロセッサ 300 は、コア 302 に通信可能に結合された 1 つ又は複数のレベルのキャッシュメモリ 310 を有することができる。キャッシュメモリ 310 は、実行のためにコア 302 にコンピュータ可読命令を提供することができる。キャッシュメモリ 810 は、コア 302 による処理のためのデータを提供することができる。いくつかの例において、コンピュータ可読命令は、ローカルメモリ、例えば、外部バス 316 に接続されたローカルメモリによってキャッシュメモリ 310 に提供されることができる。キャッシュメモリ 310 は、任意の適切なキャッシュメモリタイプ、例えば、スタティックランダムアクセスメモリ (SRAM)、ダイナミックランダムアクセスメモリ (DRAM)、及び / 又は任意の他の適切なメモリ技術を用いて実現されることができる。

【0038】

プロセッサ 300 は、コントローラ 314 を有することができる。コントローラ 314 は、システムに含まれる他のプロセッサ及び / 又はコンポーネント (例えば、図 1 に示されるコントロールパネル 252 及びスキャンコンバータ 230) からプロセッサ 300 への入力、及び / 又はプロセッサ 300 からシステムに含まれる他のプロセッサ及び / 又はコンポーネント (例えば、図 1 に示されるディスプレイ 238 及びボリュームレンダラ 234) への出力を制御することができる。コントローラ 314 は、ALU 304、FPLU 306 及び / 又は DSPU 308 内のデータバスを制御することができる。コントローラ 314 は、1 つ又は複数の状態マシン、データバス及び / 又は専用制御ロジックとして実現されることができる。コントローラ 314 のゲートは、スタンドアロンゲート、FPGA、ASIC、又は任意の他の適切な技術として実現されることができる。

【0039】

レジスタ 312 及びキャッシュメモリ 310 は、内部接続 320A、320B、320C 及び 320D を介してコントローラ 314 及びコア 302 と通信することができる。内部接続は、バス、マルチプレクサ、クロスバースイッチ、及び / 又は任意の他の適切な接続技術として実現されることができる。

【0040】

プロセッサ 300 の入力及び出力は、1 つ又は複数の導電線を有することができるバス 316 を介して提供されることができる。バス 316 は、プロセッサ 300 の 1 つ又は複数のコンポーネント、例えば、コントローラ 314、キャッシュメモリ 310、及び / 又はレジスタ 312 に通信可能に結合されることができる。バス 316 は、前述の表示 23

10

20

30

40

50

8 及びコントロールパネル 2 5 2 など、装置の 1 つ又は複数のコンポーネントに結合されることができる。

【 0 0 4 1 】

バス 3 1 6 は、1 つ又は複数の外部メモリに結合されることができる。外部メモリは、読み出し専用メモリ 3 3 2 を有することができる。ROM 3 3 2 は、マスクされた ROM、EPROM (Electrically Programmable Read Only Memory)、又はその他の適切な技術とすることができる。外部メモリは、ランダムアクセスメモリ (RAM) 3 3 3 を有することができる。RAM 3 3 3 は、スタティック RAM、バッテリーバックアップされたスタティック RAM、ダイナミック RAM (DRAM)、又は任意の他の適切な技術であり得る。外部メモリは、EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read Only Memory) 3 3 5 を有することができる。外部メモリは、フラッシュメモリ 3 3 4 を有することができる。外部メモリは、ディスク 3 3 6 などの磁気記憶装置を有することができる。いくつかの例において、外部メモリは、図 2 に示す超音波イメージングシステム 2 0 0 などのシステムに含められることができ、例えばローカルメモリ 2 4 2 に含めることができる。

10

【 0 0 4 2 】

図 3 及び図 4 は、本開示の例による方法を実行するために、図 1 に示す画像プロセッサ 2 3 6 などの画像処理装置によって実行される方法のステップを示すフローチャート 4 0 0、5 0 0 である。両方のフローチャート 4 0 0、5 0 0 のステップは同じであるが、以下に詳細に説明するように、異なる順序で実行することができる。

20

【 0 0 4 3 】

いくつかの例において、ブロック 4 0 2 及び 5 0 2 によって示されるように、従来の横並びのコントラスト画像及び組織画像のマルチフレームループ (フォーマットは DICOM、AVI、WMV、JPEG などであり得る) が、信号プロセッサへの入力として使用されることができる。画像ドメインベースの処理は、いくつかの例においてオフライン処理機能として実現されることができる。いくつかのアプリケーションでは、画像は、制限されたダイナミックレンジで対数圧縮されることができ、したがって、強調 C A I の画像ドメイン実現は、制限された性能を有することができる。いくつかの例において、強調 C A I は、図 3 及び図 4 に示されるようなマルチフレームループではなく、IQ ドメイン (入力は IQ データである) 又は RF ドメイン (入力は RF データである) で実現されることができる。いくつかのアプリケーションでは、IQ データ及び / 又は RF データは、マイクロバブルローカライゼーション及びクラッタ除去のより良好な性能を提供することができる。IQ 及び / 又は RF データを使用する例では、画像プロセッサは、図 1 に示す信号プロセッサ 2 2 6 及び / 又はビームフォーマ 2 2 2 などの信号プロセッサ及び / 又はビームフォーマからデータを受信することができる。代替として、これらの例では、図 3 及び図 4 に示されるステップが、信号プロセッサによって実行されることができる。

30

【 0 0 4 4 】

ブロック 4 0 4 及び 5 0 4 において、画像プロセッサは、画像フォーマットを実行することができる。いくつかの例において、マルチフレームループは、ブロック 4 0 6 及び 5 0 6 並びにブロック 4 1 4 及び 5 1 4 によって示されるように、組織画像及びコントラスト画像を分離するように処理され、組織画像及びコントラスト画像が独立して処理されることができるようにすることができる。組織画像及びコントラスト画像は、後続の処理ブロックのために適切にフォーマットされることができる。例えば、赤 - 緑 - 青 (RGB) 画像は、所望のダイナミックレンジ (例えば、0 から 1 までの値に正規化された) を有するグレースケール画像 (又はインデックス画像) に変換されることができる。マルチフレームループではなく RF データ及び / 又は IQ データに対して強調 C A I が実行される例では、画像フォーマットは、造影剤から得られる信号と組織から得られる信号とを分離することを含むことができる。

40

【 0 0 4 5 】

任意に、ブロック 4 0 8 及び 5 0 8 において、クラッタ除去フィルタリングが、時間的

50

累積に先立って、コントラスト画像に対して実行されることができ、これは、固定のエコー（特に近接場において）、リバーブなどの影響を低減することができる。クラッタ除去フィルタは、有限インパルス応答（FIR）、十分な数の係数遅延対（例えば、タップ）を有する無限インパルス応答（IIR）ベースのハイパスフィルタ、多項式最小二乗曲線フィッティングフィルタ、及び/又は特異値分解（SVD）ベースのハイパスフィルタとして実現することができる。フィルタパラメータは、残差クラッタの大部分を抑制するが、コントラスト信号の大部分を保持するように最適化されることができ。いくつかの例において、ブロック408及び508が省略されることもできる。

【0046】

ブロック410及び510において、マイクロバブル識別が実行されることができ、分離可能な個々のマイクロバブルは、このステップにおいて識別されることができ。いくつかの例において、画像ピクセルサイズを所望の解像度（例えば、 $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ ）にするために、任意の補間ステップが実行されることができ。次に、バックグラウンドノイズを除去するために、強度ベースの閾値処理が実行されることができ。例えば、閾値（例えば、最大強度の35%）未満の正規化強度は、バックグラウンドノイズとみなされ、ゼロに設定されることができ。付加的に、マイクロバブルの位置を見つけるために、極大値探索が実行されることができ。いくつかの例において、識別されたマイクロバブルが分離可能であり、クラスタ化されていないことを確実にするために、任意のPSF領域（例えば、マイクロバブル領域）内で1つのマイクロバブル（例えば、最大強度を有するマイクロバブル）のみが識別されることができ。いくつかの例において、マイクロバブルは、SRI画像を生成することに関して上述したものと同様の方法によって識別されることができ。

【0047】

ブロック412及び512において、マイクロバブルのローカライゼーションが実行されることができ。ローカライゼーションは、識別された各マイクロバブル（例えば、マルチピクセルスポット）の視覚的表現を生成することを指し、これは、このステップにおいて確立されることができ。識別されたマイクロバブルは、マイクロバブルのうち可視化するピクセルを選択するための閾値又は他のアルゴリズムを適用するフィルタを通過される。閾値を有するフィルタの例において、閾値を超えるマイクロバブルのピクセルのみが視覚化されることができ。閾値（例えば、マイクロバブルの最大強度の70%、80%、90%）は、異なる撮像セッティング又は検査タイプに基づくプリセットに基づいて、予め規定されることができ。典型的には、閾値は、マイクロバブルの最大強度の100%より小さく、50%より大きい。この閾値は、空間解像度を調整するために使用されることができ。より高い空間解像度（例えば、より少ないピクセル）の場合、より長い取得時間が使用されることができ。より低い空間解像度（例えば、より多くのピクセル）の場合、より短い取得時間が使用されることができ。マイクロバブル領域（例えば、PSF）内で、強度比（例えば、最大強度に対して正規化された）が閾値より大きい場合、ピクセルは、マイクロバブルの表現として規定されることができ。他の例では、フィルタは、視覚化するピクセルを選択するための他のアルゴリズム又は演算子を有することができ。例えば、フィルタは、その強度がマイクロバブル、全てのマイクロバブル、又は画像の平均信号強度よりも大きいピクセルのあるパーセンテージを選択してもよい。

【0048】

いくつかの例において、異なる強度値が、マイクロバブル表現（例えば、視覚化）の異なるピクセルに割り当てられてもよい。いくつかの例において、マイクロバブル表現内のピクセル強度は不変のままであり、マイクロバブルピクセル強度の残り（例えば、視覚化されていないマイクロバブルの部分）は、ゼロに設定されることができ。他の例では、値割り当てのための異なるアルゴリズムが実施されることができ。例えば、いくつかの例において、閾値を上回るマイクロバブルの全てのピクセルが、均一な強度値に設定されることができ。均一強度は、いくつかの例において閾値を上回るピクセルの平均強度、又は閾値を上回るピクセルの最大強度に基づくことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

動き補償が、マイクロバブル累積の前に実行されることができる。破線のボックス 4 0 1 及び 5 0 1 によって示されるように、動き補償は、本開示の様々な例において、強調 C A I のプロセス中の異なる時点に提供されることができる。いくつかの例において、組織画像 4 1 4 及び 5 1 4 が動き補償のために使用されることができる。すなわち、組織画像 4 1 4 及び 5 1 4 内の組織構造の動きを使用して、動きによる変位を推定することができる。いくつかの例において、コントラスト画像のみに対して動き補償が使用されることができる。マルチフレームループ 4 0 2 にあまり動きがない場合、コントラスト画像は、図 3 に示されるようにボックス 4 0 1 で組織画像経路をバイパスして、強調 C A I のために単独で使用されることができる。しかしながら、いくつかのアプリケーションでは、コントラスト画像のみを使用することは信頼性が低い場合がある。

10

【 0 0 5 0 】

図 3 に図示する例では、動き補償が、マイクロバブルローカライゼーションの後に実行される。ブロック 4 1 6 において、組織画像 4 1 4 から変位推定が実行される。ブロック 4 1 8 では、ブロック 4 1 6 で計算された推定変位は、ブロック 4 1 2 に示すマイクロバブルローカライゼーションステップの出力において動きを補償するために使用されることができる。

【 0 0 5 1 】

代替として、図 4 に示されるように、動き補償は、マイクロバブル識別に先立って実行されることができる。図 4 の破線のボックス 5 0 1 は、ブロック 5 1 0 でマイクロバブルのローカライゼーションが実行される前に、ブロック 5 1 6 で計算された組織画像 5 1 4 からの推定変位が、ブロック 5 1 8 でコントラスト画像上の動きを補償するために使用されることを示す。図 4 に示される方法は、動き補償されたコントラスト画像の表示を可能にすることができる。しかしながら、図 3 に示される方法は、動き補償の計算コストを低減することができるが、表示のために動き補償されたコントラスト画像を提供しないという犠牲を払うことになりうる。

20

【 0 0 5 2 】

動き補償の後、ブロック 4 1 0 及び 5 2 0 において、マイクロバブル累積が実施される。高解像度画像 4 2 2 及び 5 2 2 は、累積ステップから出力される。いくつかの例において、累積は、マルチフレームループからの複数の画像フレーム、例えば、連続する画像フレームを合計することによって実施されることができる。いくつかの例において、複数のフレームが合計され、その後正規化ステップが続くことができる。いくつかの例において、複数フレームを解析して、画像内の各位置に対する最大ピクセル強度が決定されることができ、最大ピクセル強度値が、最終画像 5 2 2 を生成するために使用されることができる。マイクロバブルの識別及びローカライゼーションが、I Q 及び / 又は R F データを処理することによって実行される例では、複数の送信 / 受信イベントからの処理された超音波信号が、合計されることができ、又は他のやり方で組み合わせることができる。次いで、組み合わせられた超音波信号は、最終画像を生成するための他の処理コンポーネント（例えば、B モードプロセッサ、スキャンコンバータ）に供給されることができる。

30

【 0 0 5 3 】

図 5 は、フローファントムの例示的な C A I、強調 C A I、及び S R I 画像を示す。従来の C A I 画像を、ペイン (a) に示す。本開示の例による強調 C A I 画像は、ペイン (b) に示され、S R I はペイン (c) に示される。データ収集時間は 1 8 0 s、フレームレートは 1 2 H z であった。ペイン (b) における強調 C A I 画像は、ペイン (a) における従来の C A I と比較して、より良好な空間解像度及びより良好な C T R を示す。加えて、データ取得時間内に累積されたローカライズされたマイクロバブルの数が不十分であるために、ペイン (c) に示される S R I 画像は、ファントム血管の視覚化において多くの「孔」を有しており、ファントム血管は、完全には充填されていない。

40

【 0 0 5 4 】

図 6 は、ヒト肝臓のインビボ画像の例を示す。ペイン (a) は、並べられたコントラス

50

ト画像（左側）及び組織画像（右側）を示す。ペイン（b）は、従来のC A I画像を示し、ペイン（c）は、本明細書で説明する例による強調C A I画像を示し、ペイン（d）は、S R I画像を示す。データ収集時間は17s、フレームレートは17Hzであった。この例では、肝臓の有意な呼吸運動が認められた。ペイン（c）に見られるように、強調C A I画像は、ペイン（b）に示される従来のC A Iと比較して、より良好な空間解像度を示す。更に、不十分なデータ取得時間のために、ペイン（d）に示されるS R I画像は、多くの「孔」による不良充填のために適切に形成されていない。

【0055】

図5及び図6に提供される例は、本明細書で説明される提案されるシステム及び方法の潜在的な利点（例えば、強調C A I）、すなわち、従来のC A Iと比較してより良好な空間解像度、通常のC E U Sフレームレートを使用する能力、及び/又はS R Iと比較してより短いデータ取得時間を実現する。更に、本明細書に記載されるシステム及び方法は、ユーザが、画像の空間解像度を制御するために、マイクロバブルの表現（例えば、ピクセルの数）を調整することを可能にする。これにより、ユーザは、解像度と取得時間との間のトレードオフをより制御することができる。

【0056】

コンポーネント、システム、及び/又は方法がコンピュータベースのシステム又はプログラマブルロジックなどのプログラマブルデバイスを使用して実現される様々な例では、上述のシステム及び方法が、「C」、「C++」、「FORTRAN」、「パスカル」、「VHDL」などの様々な既知の又は後に開発されるプログラミング言語のいずれかを使用して実現されうることを理解されたい。従って、上述のシステム及び/又は方法を実施するようにコンピュータなどのデバイスに指示することができる情報を有することができる。磁気コンピュータディスク、光ディスク、電子メモリなどの様々な記憶媒体が準備されることができる。適切な装置が記憶媒体に含まれる情報及びプログラムにアクセスできると、記憶媒体は、情報及びプログラムを装置に提供することができ、したがって、装置は、本明細書に記載するシステム及び/又は方法の機能を実行することができる。例えば、ソースファイル、オブジェクトファイル、実行可能ファイルなどの適切な材料を含むコンピュータディスクがコンピュータに提供された場合、コンピュータは、情報を受け取り、それ自体を適切に構成し、様々な機能を実行するために、上記の図及びフローチャートに概説された様々なシステム及び方法の機能を実行することができる。すなわち、コンピュータは、上述のシステム及び/又は方法の異なる要素に関連する情報の様々な部分をディスクから受信し、個々のシステム及び/又は方法を実現し、上述の個々のシステム及び/又は方法の機能を調整することができる。

【0057】

本開示を考慮して、本明細書で説明される様々な方法及びデバイスは、ハードウェア、ソフトウェア、及び/又はファームウェアで実現されることができると留意されたい。更に、様々な方法及びパラメータは、例としてのみ含まれ、いかなる限定的な意味においても含まれない。本開示に鑑み、当業者は、本発明の範囲内にとどまりつつ、独自の技術及びこれらの技術に影響を与えるために必要な装置を決定する際に、本発明の教示を実現することができる。本明細書で説明されるプロセッサのうちの1つ又は複数の機能は、より少ない数又は単一の処理ユニット（例えば、CPU）に組み込まれてもよく、実行可能命令に応答して本明細書で説明される機能を実行するためにプログラムされる特定用途向け集積回路（ASIC）又は汎用処理回路を使用して実現されることができる。

【0058】

本システムは、超音波イメージングシステムを特に参照して説明されてきたが、本システムは1つ又は複数の画像が系統的な方法で得られる他の医療用イメージングシステムに拡張されることができるとも想定される。従って、本システムは、腎臓、精巣、乳房、卵巣、子宮、甲状腺、肝臓、肺、筋骨格、脾臓、心臓、動脈及び血管系、並びに超音波誘導介入に関連する他の画像応用に限定されるものではないが、画像情報を取得及び/又は記録するために使用されることができる。更に、本システムは、本システムの特徴及び利

10

20

30

40

50

点を提供することができるように、従来の撮像システムと共に使用されることができる1つ又は複数のプログラムを有することもできる。本開示の特定の追加の利点及び特徴は、本開示を検討することにより当業者に明らかになり得るか、又は本開示の新規なシステム及び方法を採用する当業者によって経験されることができる。本システム及び方法の別の利点は、従来の医用画像システムを容易にアップグレードして、本システム、装置、及び方法の特徴と利点を組み込むことができることである。

【0059】

当然ながら、本明細書に記載されている実施例、例、又はプロセスのいずれか1つが、1つ又は複数の他の実施例、例、及び/又はプロセスと組み合わせられてもよく、本システム、装置、及び方法に従って、別々の装置又は装置部分の間で分離され及び/又は実行されてもよいことを理解されたい。

10

【0060】

最後に、上記の説明は、本システム及び方法を単に例示することを意図しており、添付の特許請求の範囲を任意の特定の例示又は例示のグループに限定するものとして解釈されるべきではない。従って、本システムを例示的な例を参照して特に詳細に説明したが、当業者であれば、以下の特許請求の範囲に記載される本システム及び方法のより広く意図された精神及び範囲から逸脱することなく、多数の修正及び代替例を考案することができることも理解されたい。従って、本明細書及び図面は例示的なものであり、添付の請求項の範囲を限定することを意図したものではない。

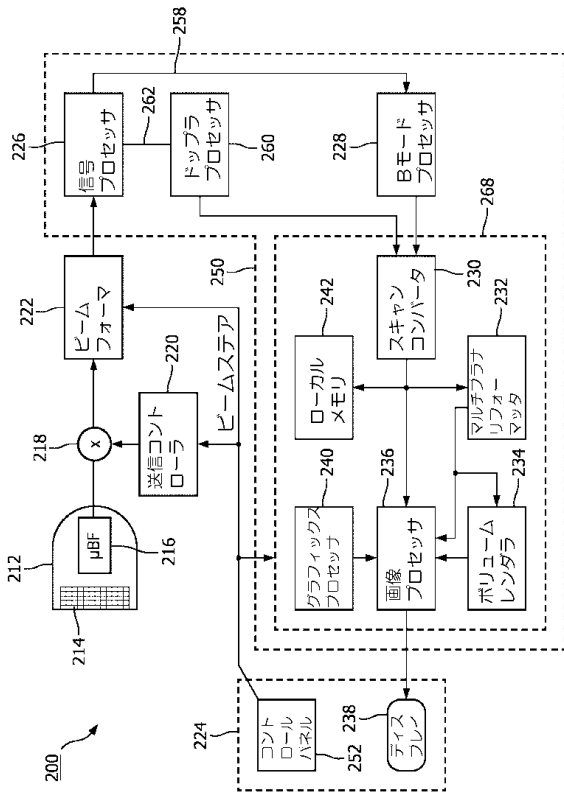
20

30

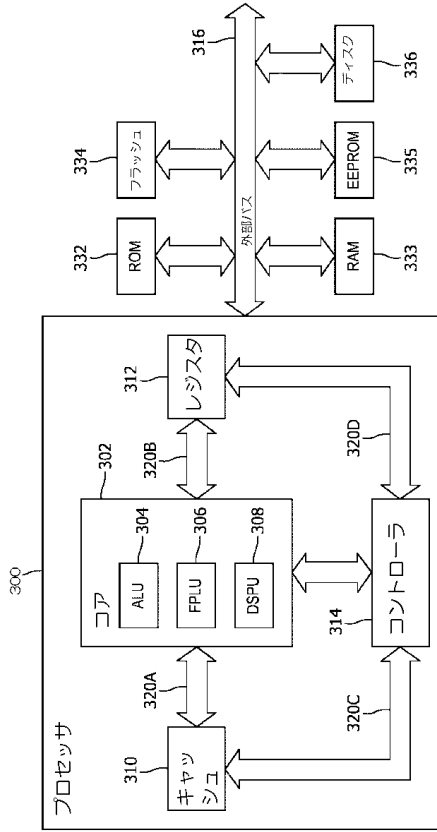
40

50

【図面】
【図 1】



【図 2】



10

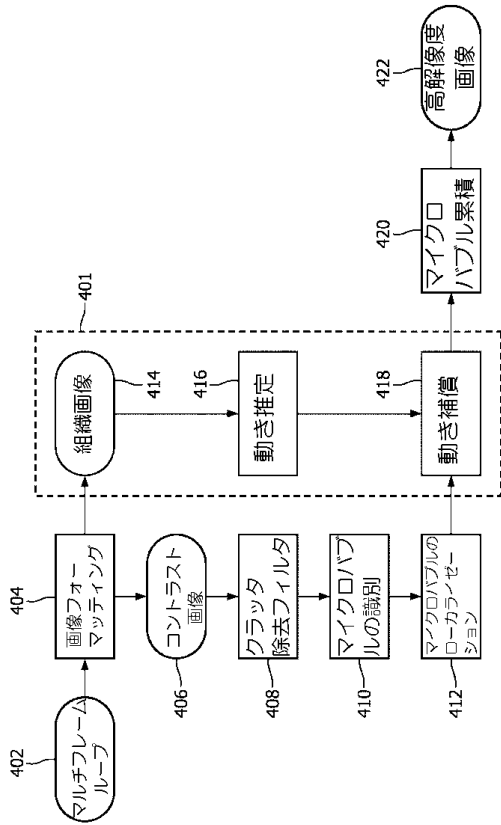
20

30

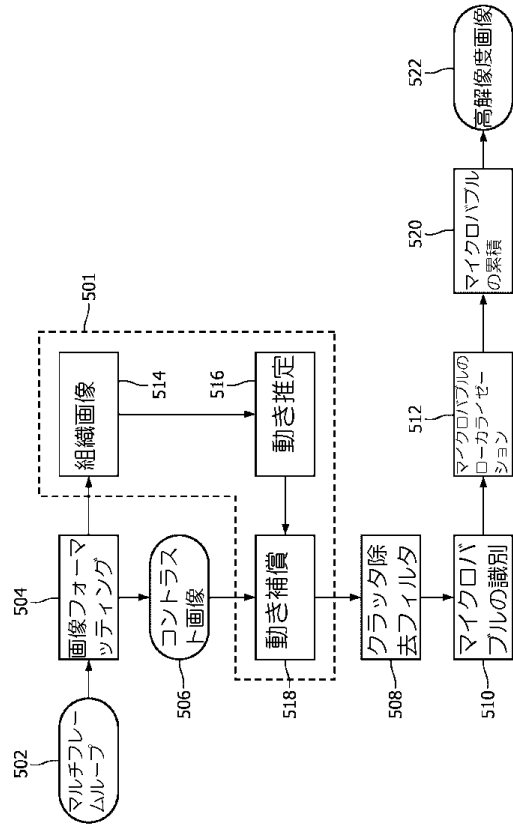
40

50

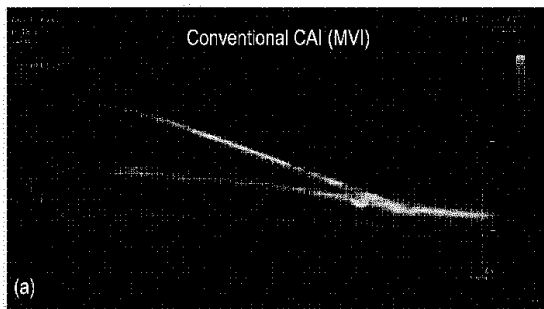
【 図 3 】



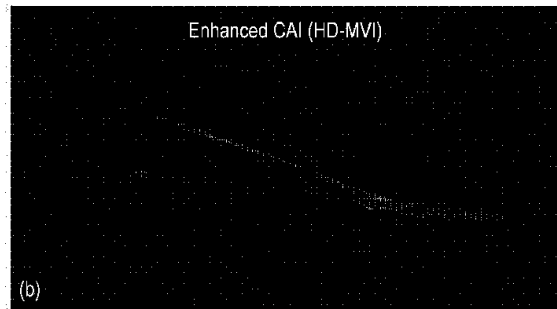
【 図 4 】



【 図 5 (a) 】



【 図 5 (b) 】



10

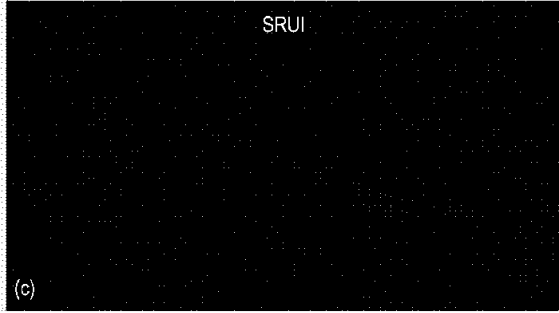
20

30

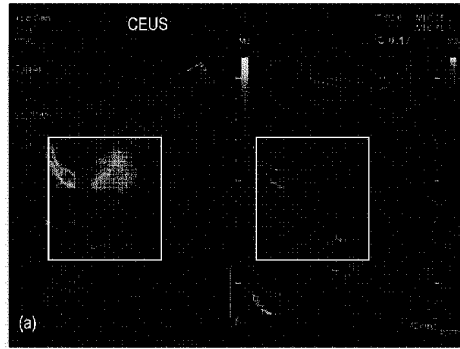
40

50

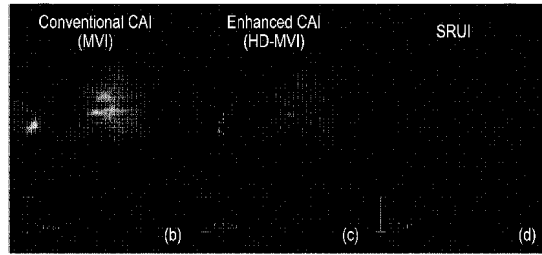
【 図 5 (c) 】



【 図 6 】



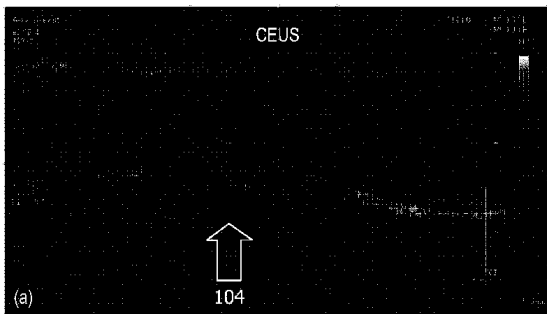
10



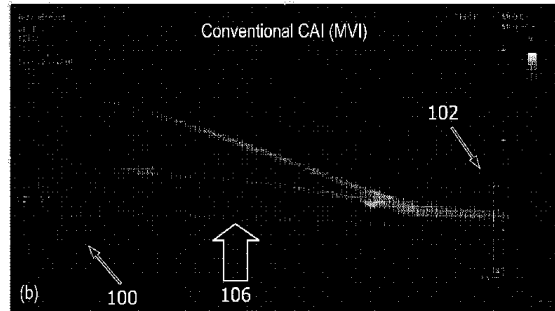
20

FIG. 6

【 図 7 (a) 】



【 図 7 (b) 】



30

40

50

フロントページの続き

(33)優先権主張国・地域又は機関

米国(US)

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ルーパス タナシス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 パワース ジェフリー アール

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 エリッコ クラウディア

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 シー ウィリアム

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 シェーラン パウル

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 トレムブレイ ダーヴェー チャールズ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 国際公開第 2 0 1 8 / 2 2 2 7 2 4 (W O , A 1)

特表 2 0 1 1 - 5 0 2 6 8 1 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 3 3 3 9 5 7 (J P , A)

Meaghan A. O ' Reilly, et al. , Three-Dimensional Transcranial Ultrasound Imaging of Microbubble Clouds Using a Sparse Hemispherical Array , IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING , 2014年 , VOL. 61, NO. 4 , 1285-1294

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5