

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-532147

(P2017-532147A)

(43) 公表日 平成29年11月2日(2017.11.2)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2017-522078 (P2017-522078)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成27年10月30日 (2015.10.30)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成29年4月21日 (2017.4.21)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2015/058378		KONINKLIJKE PHILIPS
(87) 国際公開番号	W02016/067253		N. V.
(87) 国際公開日	平成28年5月6日 (2016.5.6)		オランダ国 5656 アーエー アイン
(31) 優先権主張番号	62/072,801		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(32) 優先日	平成26年10月30日 (2014.10.30)		High Tech Campus 5,
(33) 優先権主張国	米国 (US)		NL-5656 AE Eindhoven
		(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙
		(74) 代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波画像を形成する際の圧縮センシング

(57) 【要約】

画像圧縮超音波システムにおいて、イメージングサンプルを生成するために、遅延は、トランスデューサ素子ごとに個々の時間サンプルに適用され、遅延されたサンプルは、時間的にコヒーレントに合計され、コヒーレントに合計される遅延は、集合的に非フォーカスである。画像は、イメージングサンプルに基づいて、及び、単に前記イメージングサンプルによるだけでなく、イメージングサンプルを生成するための遅延がそれぞれ機能的に依存する角度236に基づいて、スパース化される。画像圧縮プロセッサ120は、一方の内容が圧縮規定における画像を表現する2つのマトリックスの積である第1のマトリックスの第1のp-ノルムを最小化することができる。最小化は、測定マトリックスと、画像基底から測定基底への変換マトリックス、画像表現辞書マトリックス及び圧縮基底において画像を表現するマトリックスの積と、の差の第2のp-ノルムが許容誤差閾値を超えないという制約を受ける。測定マトリックスは、チャネルデータによって、又は時間ディメンジョンにおいてチャネルデータに適用されるヒルベルト変換の出力によって、占められる。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

イメージングサンプルを生成し、
トランスデューサ素子ごとに遅延を適用し、
前記生成において、前記遅延に従って、取得された時間サンプルを時間的にコヒーレントに合計する、画像サンプル取得回路であって、前記合計において使用される前記遅延が集合的に非フォーカスである、前記画像サンプル取得回路と、
画像をスパース化するように動作可能な圧縮センシングプロセッサと、
を有し、

前記スパース化は、前記生成されるイメージングサンプルに基づいて、及び単に前記イメージングサンプルによるだけでなく、前記イメージングサンプルを生成するための遅延がそれぞれ機能的に依存する角度にも基づいて、実施される、超音波イメージング装置。

【請求項 2】

前記プロセッサは、前記イメージングサンプルに応じて、許容誤差閾値を超えない最もスパースな画像を与え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装置。

【請求項 3】

前記超音波イメージング装置によって、前記画像を取得するために媒体とインタロゲートする超音波トランスデューサアレイを更に有し、前記プロセッサは、前記媒体内のフィールドポイントにフォーカスするために、一方のマトリックスの内容が圧縮規定において前記画像を表現する 2 つのマトリックスの積である第 1 のマトリックスの第 1 の p -ノルムを最小化するように動作し、前記最小化は、測定マトリックスと、画像基底から測定基底への変換マトリックス、画像表現辞書マトリックス及び圧縮基底の画像を表現するマトリックスの積と、の間の差の第 2 の p -ノルムが許容誤差閾値を越えないという制約を受け、前記測定マトリックスは、前記生成されるイメージングサンプルによって占められ、 p は、前記第 1 及び前記第 2 の p -ノルムについて異なり又は同じである、請求項 1 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 4】

前記遅延は、前記イメージング素子の個々のものの横方向位置に直接比例する、請求項 1 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 5】

前記アレイは軸方向位置を有し、前記横方向は、前記軸方向位置に垂直である、請求項 4 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 6】

前記適用は、記憶された時間サンプルのそれぞれのものに対して行われ、前記取得される時間サンプルは、記憶された時間サンプルの一部である、請求項 1 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 7】

入射超音波を検知するようにそれぞれが動作する超音波トランスデューサ素子のアレイであって、前記超音波イメージング装置が、前記検知に基づいてそれぞれの時間サンプルを生成するよう構成される、アレイと、

前記記憶される時間サンプルとして、前記生成された時間サンプルを記憶するストレージメモリと、
を更に有する、請求項 6 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 8】

前記画像サンプル取得回路は、加算器を有し、前記適用は、前記イメージング素子のすべてに対して行われ、前記超音波イメージング装置は、前記合計のための前記加算器を使用し、前記生成のための前記合計は、前記イメージング素子の各々について前記遅延されたサンプルを加算する、請求項 7 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 9】

前記アレイは、超音波トランスデューサ素子のより大きい物理アレイのサブアレイであ

10

20

30

40

50

る、請求項 7 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 10】

前記画像を漸進的にスパンするよう前記生成を繰り返し実施するように構成される、請求項 7 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 11】

前記イメージングサンプルを生成するための前記遅延のそれぞれのものの大きさに対応する前記イメージング素子の個々のものからの偏差の空間パターンは、方向を有し、前記遅延は、前記イメージングサンプルのそれぞれを生成するように、前記方向によって変化する、請求項 10 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 12】

単一フレームを形成するために、単一の送信を放出することと、漸進的にスパンするために前記生成を実施することを、繰り返し交互に実施し、前記画像取得が、前記フレームについて、少なくとも 4 つの送信と、それぞれ異なる方向を有する少なくとも 32 の異なるパターンとを必要とするように、前記交互の実施が続行する、請求項 11 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 13】

前記インタロゲートは、エコーとして前記入射超音波を生成するために、非フォーカスの超音波ビームを送信することを含み、前記遅延されるべきサンプルは、前記入射超音波に基づく、請求項 7 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 14】

前記送信を使用して及び送信として多くとも 3 つの他の超音波ビームを使用して画像フレームを取得するように更に構成される、請求項 13 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 15】

前記送信は、前記画像フレームを取得するために放出される単一送信である、請求項 14 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 16】

前記画像は、前記イメージングサンプルを生成する際に使用される前記記憶された時間サンプルとして記憶される時間サンプルに対応する、請求項 1 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 17】

前記プロセッサは更に、前記圧縮センシングによって規定されるフィールドポイント上にフォーカスする圧縮センシング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装置。

【請求項 18】

前記遅延のそれぞれの大きさに対応する、前記イメージング素子の個々のものからの偏差の空間パターンは、前記イメージングサンプルを生成するための前記角度のうちの或る角度を表し、前記プロセッサは更に、前記スパース化のために、前記角度に基づいて圧縮基底から測定基底への変換マトリクスのエントリを得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装置。

【請求項 19】

前記プロセッサは、前記スパース化のために、前記角度のそれぞれの異なるものから計算されるものである前記エントリの 1 つにアクセスするように更に構成される、請求項 18 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 20】

フーリエ変換プロセッサを更に有し、前記超音波イメージング装置は、前記画像サンプル取得回路からのイメージングサンプルにフーリエ変換を適用し、前記圧縮センシングプロセッサは、前記画像を再構成するように前記変換されたサンプルの中のサンプルに処理を行うように構成される、請求項 1 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 21】

ヒルベルト変換プロセッサを更に有し、前記超音波イメージング装置は、前記画像サン

10

20

30

40

50

プル取得回路からのイメージングサンプルにヒルベルト変換を適用し、前記圧縮センシングプロセッサは、前記画像を再構成するために前記変換されたサンプルの中のサンプルに処理を行うように構成される、請求項 1 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 2 2】

イメージングサンプルを生成するステップと、
トランスデューサ素子ごとに遅延を適用するステップと、
前記生成の際に、前記遅延に従って、前記取得された時間サンプルを合計するステップであって、前記合計において使用される前記遅延は、集合的に非フォーカスである、ステップと、

前記生成するステップにおいて生成されるイメージングサンプルに基づいて、及び単に前記イメージングサンプルによるだけでなく、前記イメージングサンプルを生成するための前記遅延が機能的に依存する角度に基づいて、画像をスパース化するステップと、を含む、超音波イメージング方法。

10

【請求項 2 3】

超音波イメージングのためのコンピュータ可読媒体であって、前記コンピュータ可読媒体は、複数のステップを行うためにプロセッサによって実行可能な命令を有するプログラムを具体化し、前記複数のステップは、

イメージングサンプルを生成するステップと、
トランスデューサ素子ごとに遅延を適用するステップと、
前記生成の際に、前記遅延に従って、前記取得された時間サンプルを合計するステップであって、前記合計において使用される前記遅延は、集合的に非フォーカスである、ステップと、

20

前記生成するステップにおいて生成されるイメージングサンプルに基づいて、及び単に前記イメージングサンプルによるだけでなく、前記イメージングサンプルを生成するための前記遅延がそれぞれ機能的に依存する角度に基づいて、画像をスパース化するステップと、を含む、コンピュータ可読媒体。

【請求項 2 4】

超音波画像圧縮装置であって、
それぞれのデータチャネルに通信可能に接続する複数のトランスデューサ素子を有する超音波イメージングアレイであって、前記チャネル上に画像を表現する時間ドメインのチャネルデータを生成する、超音波イメージングアレイと、

30

2つのマトリクスの積である第1のマトリクスの第1のp-ノルムを最小化する画像圧縮プロセッサであって、2つのマトリクスの一方のマトリクスの内容が圧縮基底において前記画像を表現し、前記最小化が、測定マトリクスと、画像基底から測定基底への変換マトリクス、画像表現辞書マトリクス及び圧縮基底において画像を表現するマトリクスの積と、の間の差の第2のp-ノルムが許容誤差閾値を超えないという制約を受け、前記測定マトリクスが、前記チャネルデータによって、又は時間ディメンションにおいて前記チャネルデータに適用されるヒルベルト変換の出力によって、占められ、pは、前記第1及び第2のp-ノルムについて異なり又は同じである、画像圧縮プロセッサと、

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像サンプリングに関し、特に、圧縮センシングに関する。

【背景技術】

【0002】

過去10年にわたって、圧縮センシング(Compressive Sensing, CS)が、信号処理コミュニティから多くの観察容易性及び認識を得てきた。

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

C Sは、例えば磁気共鳴イメージング(MR I)のようなさまざまな領域において使用されており、より少数の測定で高品質な再構成を達成するために、例えばイメージングされる媒体のような信号に関するアプリアリな情報を使用する非線形再構成方法である。C Sを使用する超音波の例は、Schiffner et al., "Compensating the Combined Effects of Absorption and Dispersion in Plane Wave Pulse-Echo Ultrasound Imaging Using Sparse Recovery" Proceedings of the 2013 IEEE IUS, Prague, Czech Republicに示されている。

【課題を解決するための手段】

【0004】

ここで提案されるものの1つの見地において、超音波イメージングシステムに画像サンプル取得回路が提供される。イメージングサンプルを生成するために、遅延が、トランスデューサ素子ごとに適用される。時間サンプルは、遅延に従って、時間的にコヒーレントに合計され、コヒーレントに合計された遅延は、集合的に非フォーカスである。圧縮センシング(C S)プロセッサは、画像をスパース化(sparsify)し、すなわち、画像をよりスパース(sparse)にする。このために、画像がスパースな表現を有するという基底が使用され、あるいは、スパースでない場合は圧縮可能である。スパースである画像は、本質的に圧縮可能である。しかしながら、さらに一般的に言えば、基底においてスパースでない画像であっても、その基底において桁のオーダーの画像の係数が相対的に速く減衰する場合、以下ではその基底において圧縮可能であるものという。正規化される桁及び係数カウントの閾値は、基準を規定する際に使用可能である。スパース化は、上述したように生成されるイメージングサンプルに基づいて、及び単に前記イメージングサンプルを通じてというだけでなく、イメージングサンプルを生成するための遅延がそれぞれ機能的に依存する角度に基づいて、実施される。フィールドポイントへのフォーカシングは、C Sによって達成される。

【0005】

別の見地において、超音波画像圧縮装置が、個々のデータチャンネルに通信可能に接続されるトランスデューサ素子を有する超音波イメージングアレイを有する。超音波イメージングアレイは、チャンネル上に、画像を表現する時間ドメインのチャンネルデータを生成するように動作可能である。一方のマトリクスの内容が圧縮基底において画像を表現する2つのマトリクスの積である第1のマトリクスの第1のp-ノルムを最小化するための画像圧縮プロセッサが更に、装置に含められる。最小化は、測定マトリクスと、画像基底から測定基底への変換マトリクス、画像表現辞書マトリクス及び圧縮基底において画像を表現するマトリクスの積と、の間の差の第2のp-ノルムが、許容誤差閾値を越えないという制約を受ける。測定マトリクスは、チャンネルデータによって、又は、時間ディメンジョンにおいてチャンネルデータに適用されるヒルベルト変換の出力によって生成される。ここで、pは、第1及び第2のp-ノルムについて異なり又は同じである。

【0006】

新しいイメージング技術の詳細が、添付の図面を用いて以下に示される。図面は、一定の縮尺で描かれていない。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明による超音波イメージング装置の1つの例を示す概略図。

【図2】図1の装置の概念を示す概略図。

【図3A】本発明による、図1の装置の動作の考えられる設計を示すフローチャート。

【図3B】本発明による、図1の装置の動作の考えられる設計を示すフローチャート。

【図3C】本発明による、図1の装置の動作の考えられる設計を示すフローチャート。

【図4A】本発明の複数の形態において実行可能な計算を表現する数式であって、かかる計算において使用される数式を示す図。

10

20

30

40

50

【図 4 B】本発明の複数の形態において実行可能な計算を表現する数式であって、かかる計算において使用される数式を示す図。

【図 4 C】本発明の複数の形態において実行可能な計算を表現する数式であって、かかる計算において使用される数式を示す図。

【図 4 D】本発明の複数の形態において実行可能な計算を表現する数式であって、かかる計算において使用される数式を示す図。

【図 4 E】本発明の複数の形態において実行可能な計算を表現する数式であって、かかる計算において使用される数式を示す図。

【図 4 F】本発明の複数の形態において実行可能な計算を表現する数式であって、かかる計算において使用される数式を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

図 1 は、例示の及び非制限的な例として、画像を圧縮するための超音波イメージング装置 100 を示す。装置 100 は、例えば 1 次元のアレイ 102 を有し、アレイは、個々のデータチャネル 106 に通信可能に接続されるトランスデューサ素子 104（例えばそれらのうちの 128）を有する。ここに提案される形態において、2D マトリクスアレイの使用は代替例である。チャネルは、ワイヤラインによって又はワイヤレスで、データバスのような通信媒体 108 に、例えばポート（図示せず）によって通信可能に接続される。送信機能及び受信機能の両方を有するビームフォーマ 110 は、タイマ又はクロック 112 と、加算ユニット又は加算器 114 とを有する。受信時にビームフォーマ 110 は、イメージングサンプルを生成するために、チャネル 106 上の適切に遅延された時間サンプルを時間的にコヒーレントな態様で合計する。ある実施形態では遅延はフォーカスされないが、イメージングサンプルは、ここではビームフォーミングされたサンプルとよばれる。このプロセスは、取得される画像の深さをスパンするビームフォーミングされたサンプルを形成するために、何度も反復される。ビームフォーミングされたサンプルは、のちに、取得された画像を再構成するために使用される。以下、「ビームフォーミングされたサンプル」という語は、特に明記しない限り、非フォーカスのビームフォーミングされたサンプルをさし、従って、サンプルを生成するための遅延は、非フォーカスであり、サンプルを生成するためのビームフォーミングは、フォーカスされない。装置 100 は更に、それぞれがフーリエ変換、ヒルベルト変換及び圧縮センシング（CS）処理のためのマイクロプロセッサ 116、118、120 を有する。更に、ストレージメモリ 122 が含まれる。これは、例えば論理用のリードオンリメモリ（ROM）のような永続メモリ 124、及び例えばデータ用のランダムアクセスメモリ（RAM）のような一時メモリ 126 を有する。一時メモリ 126 は、時間サンプルバッファ 128 及びビームフォーミングされたサンプルバッファ 130 の形のストレージを有する。一時メモリ 126 は更に、フレームバッファ 132 を有し、フレームバッファ 132 は、時間サンプル、ビームフォーミングされたサンプル、又はそれらの両方を受信することができる。超音波イメージング装置 100 の処理は、ソフトウェア、ハードウェア及びファームウェアの任意の組み合わせによって実現されることができる。

【0009】

図 2 は、圧縮センシングがどのように実現されることができるかを示す例示的な概略図を示す。多くの異なる設計又は代替の動作モードがある。CS プロセッサ 120 は、生（raw）の高周波時間サンプル 202 を処理することができ、このサンプルのストリームは、図 2 において「TS」によって表現されている。CS プロセッサ 120 は、付加的に又は代替として、非フォーカスのビームフォーミングされたサンプル 204 に対して処理を行うように構成されることもでき、かかるサンプル 204 は、図 2 において「UBF」で表現される。UBF のストリームは、図 2 の矢印 206 によって示されるように、加算器 114 からのフローをサンプリングする。

【0010】

最初に、非フォーカスの送信パルス又は「送信」208 が、アレイ 102 によって、媒

10

20

30

40

50

体 2 1 0 に向かって放出され。これは、その方向において矢印 2 1 2 によって表現されている。本例において、非フォーカスの送信 2 0 8 は、例えば平面波を生成する。任意の他の種類の非フォーカスの送信 2 0 8、例えば発散する送信も、ここに提案されるものの意図された範囲内にある。単一の送信 2 0 8 を使用して視野 (F O V) 内の媒体 2 1 0 全体をカバーすることによって、イメージングフレームレートが高められることができる。それに応じて、患者の曝露時間及びプロシージャ時間が低減される。

【0 0 1 1】

本例において、イメージングされるのは、媒体 2 1 0 内のポイント様の散乱体 2 1 4、2 1 6 である。C S によってもたらされる利点は、ここに述べられるように、より少ない数の送信 2 0 8 による増大されるフレームレートである。後述されるサンプリングは、ナイキストシャノンサンプリングレートに固執する必要はなく、代わって、臨床診断又は処置のために使用される医療画像の場合でも、画像品質をなお維持し又はさらに増大させつつ、サンプリングレートは下げられることができる。更に、以下に詳しく記述されるように、取得される画像は、スパース化されることができ、すなわち、より一般的に述べると、圧縮されることができ、それによってより少ないストレージを要する。これらの潜在的な利点を与えるために、C S は、画像が圧縮可能な表現を有する基底の知識であるアプリオリな情報を使用する。図 2 において、例として、アプリオリな情報の一部は、イメージングされる媒体内における、例えば造影剤マイクロバブルのようなポイント様の散乱体である。C S は、現在のアプリオリな前提の下で良好に機能し、その理由は、画像基底がピクセル基底であり、ピクセル基底において、画像散乱体は、それらが十分多くない場合にスパースであるからである。他のより有用な臨床画像の場合、ピクセル基底以外の、信号がスパースであり又は圧縮可能である画像基底が選択されることができ。このようなより複雑な基底は、ウェーブレット、カーブレット (curvelets)、原子波動、ラブラシアンなどに基づくことができる。このより複雑な基底について、画像基底変換又は「画像表現辞書」マトリクス V は、変換マトリクス M 又は「画像基底から測定基底への画像変換マトリクス」と共に、圧縮基底から測定基底への、すなわち測定マトリクス Y への変換を提供する。より一般的には、M 単独、又は M と V との積を、圧縮基底から測定基底への変換マトリクスと呼ぶことができる。スパースさ又は圧縮率に関して最も良好な基底は、K - S V D のようなアルゴリズムを使用して同様の画像 (例えば心臓画像) の収集から知られることができる。このアルゴリズムは、米国特許出願公開第 2014/0037199 法公報 (以下、「' 1 9 9 」) に記述されており、段落 [0 0 7 3] 及び図 1 から始まる K - S V D に係するその開示の内容は、参照によってここに組み込まれるものとする。

【0 0 1 2】

図 2 を再び参照して、ビームフォーミング遅延ではない C S は、ポイント散乱体 2 1 4、2 1 6 であるフィールドポイントへのフォーカシング 2 1 8 を提供するものである。

【0 0 1 3】

フィールドポイント 2 1 4、2 1 6 からの戻りのエコーは、アレイ 1 0 2 のトランスデューサ素子 1 0 4 を通じて検知され、戻りは図 2 において矢印 2 2 0、2 2 2 によって表現されている。装置 1 0 0 によるサンプリングは、時間サンプル 2 0 2 を生成する。

【0 0 1 4】

時間サンプル 2 0 2 のストリームは、上述したような処理のために読み取られ又は伝送される。

【0 0 1 5】

しかしながら、代替又は付加のインプリメンテーション又は動作モードにおいて、非フォーカスのビームフォーミングされたサンプル 2 0 4 が、時間サンプル 2 0 2 に基づいて生成され、処理のために、読み取られ又はストリームとして伝送される。

【0 0 1 6】

代替の例が、曲線で示されるストリーム選択の両矢印 2 2 4 によって、図 2 に示される。第 1 のスイッチ 2 2 6 の一方の切り替えにおいて、U B F S が選択される。他方の切り替えにおいて、T S が選択される。

10

20

30

40

50

【0017】

後述されるように「平面波受信」モード又はインプリメンテーションにおけるビームフォーミング遅延は、式 $t_i = x_i + \sin(\Theta)/c$ に従って計算される。チャンネル i に適用される遅延は t_i と示される。本例において、各々のトランスデューサ素子104は、1対1でチャンネル106に対応する。各々の素子104は、片矢印228によって図2に示される横方向において個々の位置 x_i を有する。例えば、特定の素子230は、線セグメントによって図2に示される大きさ232を有する横方向位置を占める。別の例として、別の素子234の場合、 x_i はゼロに等しい。代替として、インデックス $i=0$ は、アレイ102の中心素子に割り当てられることができ、この場合、片側のインデックスは負であり、反対側のインデックスは正である。

10

【0018】

式 $t_i = x_i + \sin(\Theta)/c$ において、角度 Θ は、受信時の「平面波」について、散乱体から戻ってくる波面が直線であっても、平面波角度236と類推されることができる。式の中の文字「 c 」は、媒体210中の伝播スピードをさし、ここでは、伝播は、超音波の伝播である。受信時の仮定的な直線波面の場合、すなわちある角度で到来する平面波の場合、式の中での遅延が、入射角を「取り除く」ために使用可能である。図2は、遅延記号240の並びによって、角度236で示される平面波角度 Θ を概念的に示す。上述した横方向位置232に関して、遅延は、個々の線セグメントの大きさ242である。同様に、別のトランスデューサ素子246の横方向位置244について、適用される遅延は、対応する線セグメントの大きさ248である。アレイ102は、超音波通信フェース134を有し、その大きさ242、248は、あたかも線セグメント250がフェース上に配置されているかのような、フェースからの偏差である。従って、遅延の個々のものの大きさ242、248に対応する、素子104の1つからの偏差の空間パターン252は、方向254を有する。方向254は、平面波角度236だけ、アレイ102の軸方向256と異なる。従って、遅延242、248は、素子の個々のもの230、246の横方向位置232、244に正比例する。遅延242、248は更に、平面波角度236に機能的に依存する。アレイ102の各素子104について、個々の遅延242、248が適用される。しかしながら、一般に、アレイ102は、ドット257の連続によって示されるように、超音波トランスデューサ素子のより大きい物理的アレイのサブアレイであってもよい。

20

【0019】

遅延242、248は、フォーカスされない。これは、既存の遅延スキームと異なる。既存のスキームでは、フィールドポイントに関して時間的コヒーレンスを達成するために、より横方向に離れたトランスデューサ素子からのサンプルがより多く遅延されることが選択され、それにより、より大きな飛行時間を幾何学的に適応させる。逆に、ここに提案されるものによるフォーカシングは、あとで行われるCS処理まで保留される。

30

【0020】

既存のビームフォーミングのように、イメージングサンプルを生成するために、遅延が、トランスデューサ素子ごとに、記憶された時間サンプルの個々のものに適用され、遅延されたサンプルは、矢印258、260によって表されるように、遅延に従って時間的にコヒーレントに合計される。しかしながら、ここに提案されるものによれば、合計において利用される遅延242、248は、集合的に、非フォーカスであり、すなわち、媒体210の任意のフィールドポイント214、216にフォーカスされず、いかなる点でもフォーカスされない。

40

【0021】

画像取得は、特定の所望の、目標とされる又は他のやり方で予め規定される角度値で、平面波角度236によって進むことができる。こうして、ビームフォーミングされたサンプル204が、取得される画像をスパンするようにイメージング深さによって漸進的に生成される。

【0022】

同時に又は順次続けて、ビームフォーミングは、更新された平面波角度について繰り返

50

される。同時処理は、複数受信ラインの従来の並列処理に例えられることができる。しかしながら、ここでのビームフォーミングは、同じ取得に基づく。更新された平面波角度に基づくビームフォーミングのための媒体 210 からの新しい取得はない。ビームフォーミングフォーカスもない。

【0023】

例えば -45° 乃至 45° 、又は -30° 乃至 30° の角度レンジ 236 は、図 2 において、 θ_1 から θ_n までのレンジ内の個々のものによって表現される。角度から角度への移動は、偏差又は遅延の大きさ 242、248 のパターン 252 を回転 262 させることに等しい。

【0024】

ここに提案されるものに従って使用可能な遅延スキームは、平面波ベースの式 $t_i = x_i + \sin(\theta/c)$ に限定されない。

【0025】

発散ビームの遅延の一般的な例は以下である：

$$(\sqrt{(x_i + focal_{depth} * \sin(\theta))^2 + (focal_{depth} * \cos(\theta))^2} - |focal_{depth}|)/c,$$

【0026】

ここで、 $focal_{depth}$ は、発散ビーム（負の）焦点深さであり、すなわち -10 mm であり、 θ は、発散ビームの角度であり、 x_i は、当該トランスデューサ素子の方位角である（例えば 1 から 128 のレンジのトランスデューサ素子ごとに 1 つの遅延がある）。媒体 210 の音速は c である。ここで、焦点深さは、極座標に規定され、すべてのフォーカスは、プローブ中心から一定の半径距離のところにある。ここで、平面波角度ベースの遅延 242、248 と同様に、遅延は、フォーカスされない。

【0027】

例えばフォーカスが半径上にないが、例えば固定深さにあるという他のスキームも可能である。

【0028】

1 つの可能な実施形態において、発散ビームは、回転されず、並進される。例えば、アレイ全体の中のサブアパーチャが、第 1 のビームフォーミングされたラインのために使用されることができる。遅延は、0 に等しい角度をもつ発散ビームに対応する。同時に又は順次続けて、個々の並進されるサブアパーチャが個々のラインについて使用され、この場合も、遅延は、角度 0 に対応する。このようなスキームについて遅延の例は、

$$(\sqrt{(x_i)^2 + (focal_{depth})^2} - |focal_{depth}|)/c$$

であり、ここで、 x_i は、サブアパーチャごとに（例えばサブアパーチャの中心に対して）規定される。並進及び回転の混合が更に実現されることができる。

【0029】

第 2 のスイッチ 264 は、曲線の両方向の矢印 266 に従って動作し、一方への切り替えは、ヒルベルト変換プロセッサ 118 又はフーリエ変換プロセッサ 116 を選択し、他方への切り替えは、両方のプロセッサを迂回する。

【0030】

第 3 のスイッチ 268 が、曲線の両方向の選択矢印 270 に従って動作し、一方への切り替えは、ヒルベルト変換プロセッサ 118 を選択し、他方への切り替えは、フーリエ変換プロセッサ 116 を選択する。

10

20

30

40

50

【0031】

圧縮センシングプロセッサ120は、媒体210から取得される画像をスパース化するように構成され、そのように動作して、スパース化された画像272をもたらす。CS処理に関する詳細は、以下に詳しく提供される。

【0032】

動作上、3つのサブプロセスが使用されることができる。初期サブプロセスとして、媒体サンプリングサブプロセス302及びビームフォーミングサブプロセス304がある。更に、主サブプロセス306がある。3つのサブプロセス302-306は同時に実行されることができる。

【0033】

媒体サンプリングサブプロセス302において、フレームバッファ132は、それをクリアすることによって初期化される（ステップS302）。非フォーカスの送信208が放出される（ステップS304）。エコーが、アレイ102によって検知され、こうして、現在イメージング深さを表わす高周波（RF）データを検出する（ステップS306）。時間サンプル202は、トランスデューサ素子104の各々について生成される（ステップS308）。サンプリングのタイミングは、自動的に遅延を生じさせるように組み込まれ又はプログラムされることができる。時間サンプルが記憶される（ステップS314）。サンプリングが、次のイメージング深さについて続く場合（ステップS316）、エコーセンシングステップS306へのリターンが行われる。そうではなく、処理すべき次のイメージング深さがない場合（ステップS316）、時間サンプルに関するフレームが完了しているかどうかチェックされる（ステップS318）。ある実施形態において、単一の送信208のみが、媒体210のイメージングに必要とされ、これは結果的に、フレームレートの増加をもたらす。他の実施形態において、4又はそれより多くの送信208が、現在画像フレームが完了する前に放出されることができ、その結果、なお通常より少ない送信を与え、より高いフレームレートをもたらす。各々の送信208は、イメージングされる媒体の全体に照射されることができる。送信と送信の間に、サンプリングは、個々の異なる平面波角度について一般的に同時に行われ、各角度ごとに、受信ビームフォーミングが、画像をスパンするように漸進的に実施される。現在フレームが完了していない場合（ステップS318）、処理は、送信ステップS304に戻る。そうではなく、現在フレームが完了している場合（ステップS318）、当該フレームは時間サンプルに関して完了しているとマークを付される（ステップS320）。次のフレームが組み立てられる場合（ステップS322）、処理は分岐し、フレームバッファ初期化ステップS302へ戻る。そうではなく、組み立てられるべき次のフレームがない場合（ステップS322）、処理は完了する。

【0034】

ビームフォーミングサブプロセス304は、ビームフォーミングが実現される場合又は動作モードにおいて使用されるだけである。平面波角度236は、初期値 θ_i セットされる（ステップS324）。素子カウンタは、ゼロに初期化される（ステップS326）。遅延 $t_i = x_i + \sin(\theta)/c$ において、 i は、素子カウンタであり、 x_i は、 i 番目の素子104に関連付けられる。カウンタは、インクリメントされる（ステップS330）。カウンタが、素子の数104である N_e より小さい場合（ステップS332）、遅延関連付けステップS328へのリターンが行われる。他方、カウンタが N_e に達した場合（ステップS332）、ビームフォーミングは、現在平面波角度236について初期化される。角度236がインクリメントされ、ゆえに、 $\theta_i = \theta_i + \Delta$ である（ステップS334）。ここで角度236は、規則的に間隔を置かれるが、必ずしもそうでなくてもよい。 θ_i が θ_n を超えるかどうかチェックされる（ステップS336）。 θ_n を越えない場合（ステップS336）、素子カウンタ初期化ステップS326へのリターンが行われる。そうではなく、 θ_n を超える場合（ステップS336）、ビームフォーミングは、すべての平面波角度236について初期化済みである。例えば、16、32又は64の異なる平面波角度236がありうる。ステップS314において記憶されたサンプルが、処理のた

10

20

30

40

50

めに利用可能である場合（ステップS 3 3 8）、遅延2 4 2、2 4 8が、記憶されたサンプルから選択する際に適用される（ステップS 3 4 0）。並列処理を通じて、遅延2 4 2、2 4 8の組が、レンジ内の各々の平面波角度2 3 6について同時に適用される。選択された、すなわち遅延されたサンプルは、時間的にコヒーレントに合計され、各角度2 3 6について1つのビームフォーミングされたサンプルが生成される（ステップS 3 4 2）。合計、すなわちビームフォーミングされたサンプルは、記憶される（ステップS 3 4 4）。イメージング深さ又は同等に基本時間がインクリメントされる場合（ステップS 3 4 6）、それはインクリメントされ（ステップS 3 4 8）、遅延適用ステップS 3 4 0へのリターンが行われる。そうではなく、処理される次の深さがない場合（S 3 4 6）、別の送信2 0 8が現在フレームについて放出されるかどうかチェックされる（ステップS 3 5 0）。別の送信2 0 8が放出される場合（ステップS 3 5 0）、サンプル利用可能性チェックステップS 3 3 8へのリターンが行われる。そうではなく、フレームが完了している場合（ステップS 3 5 0）、当該フレームは、非フォーカスのビームフォーミングされたサンプルに関して完了しているとマークを付される（ステップS 3 5 2）。処理が続く場合（ステップS 3 5 4）、処理は分岐して、サンプル利用可能性チェックステップS 3 3 8に戻る。更に、上述したように、異なる個々の平面波角度2 3 6についてのビームフォーミングは、同時ではなく、シリアルであってもよい。

【0035】

主サブプロセス306において、時間サンプル又はビームフォーミングされたデータを含むフレームが利用可能である場合（ステップS 3 5 6）、フーリエ変換が実施されるかどうかに関してクエリが行われる（ステップS 3 5 8）。フーリエ変換が実施される場合（ステップS 3 5 8）、フーリエ変換プロセッサ116は、現在フレームを受け取る（ステップS 3 6 0）。他方、フーリエ変換が実施されない場合（ステップS 3 5 8）、ヒルベルト変換が実施されるかどうかに関してクエリが行われる（ステップS 3 6 2）。ヒルベルト変換が実施される場合（ステップS 3 6 2）、ヒルベルト変換プロセッサ118が、現在フレームを受け取る（ステップS 3 6 4）。何れの場合であっても、変換された又は変換されていないフレームデータが、CSプロセッサ120によって受け取られる（ステップS 3 6 6）。出力されるスパース化された画像は、医師のような臨床医による次のレビューのために、記憶される（ステップS 3 6 8）。次のスパース化された画像が導出される場合（ステップS 3 7 0）、フレームが利用可能であるか又はフレームを待つかどうか調べるために、ステップS 3 5 6へのリターンが行われる。上述された処理フローの代替例として、ヒルベルト変換を受けたデータは、CSの前にフーリエ変換を受けることができる。

【0036】

図4A－図4Fは、CS処理に関する詳細を提供する。

【0037】

ピクセル基底が圧縮基底である場合、画像基底から測定基底への変換マトリクスMは、それ自体、ピクセル基底から測定基底への変換を提供する。画像は、圧縮基底においてマトリクスXによって表現され、マトリクスXは、スパース化される又はスパース化されている画像表現である。測定基底において、画像は、マトリクスYによって表現される。

【0038】

ピクセル基底が圧縮基底以外である場合、例えば、詳しく上述したように、より複雑な圧縮基底が利用される場合、画像表現辞書マトリクスVが、複合変換MVにおいて使用できる。複合変換MVは、上述したM単独の場合のように、マトリクスXに作用し、その結果は同様に測定基底である。

【0039】

媒体210から取得される画像をスパース化する際に、 ΨX の第1のノルムは、制約を受けて最小化されることができる。マトリクス Ψ は、重みをXに適用するように設計されることができる、重みの対角行列でありえ、それは、重み付けがない場合、アイデンティティマトリクスにデフォルト設定される。従って、マトリクス ΨX は、2つのマトリクスの

積であり、一方のマトリクス、すなわち X 、の内容は、圧縮基底において画像を表現する。第1のノルムは、1-ノルム又は別の p -ノルムでありうる。最小化は、 $MVX=Y$ の例えば2-ノルムのような第2の p -ノルムが許容誤差閾値 E より小さいという制約を受けて、実施されることができる。この制約は、図4Aに示される。図4Aにおいて、マトリクス M 、 V 、 X 及び Y が、参照数字404、408、412、及び416によって示されており、許容誤差閾値は、参照数字420によって示される。マトリクス V が、ウェーブレット、カーブレット、原子波動、ラプラシアンなどのいずれか又はそれらの任意の組み合わせに基づいて、ピクセル基底より複雑な基底について形成される。又は、マトリクス V は、 $K-SVD$ によって学習される辞書によって形成されることができる。このような学習の例は、'199刊行物に開示されている。CS処理が、ピクセル基底画像データ 10
に対して処理を行う場合、マトリクス V が同様に、アイデンティティマトリクスにデフォルト設定されることができる。この開示においてマトリクス V 又はマトリクス Ψ に対する任意の参照は、特に指定しない限り、デフォルトでアイデンティティマトリクスをさすことができる。上述の制約 ($\|MVX-Y\| < E$) を受ける X の反復的な最小化が行われ、ここで、 $\| \cdot \|$ は、2-ノルムであり、データをスパース化する際に使用されるよく知られた凸最適化問題である。最小化アルゴリズムは、マッチング追跡 (MP)、直交マッチング追跡 (OMP)、基本追跡ノイズ除去 (BPDN) 及び内部ポイント方法を含むが、これに限定されるものではない。「'199刊行物」の段落 [0003] - [0010] を参照されたい。更に、米国特許公開第2014/0140375号公報の図2及び明細書における関連する 20
テキスト、米国特許公開第2011/0273320号公報の段落 [0106] - [0111]、及び米国特許出願公開第2011/0182353号公報の段落 [0015] - [0016] を参照されたい。これらの刊行物の各々における言及した開示は、参照によってここに盛り込まれるものとする。

【0040】

マトリクス X は、各ピクセルについての単一の列及び行を有する。従って、マトリクス M の列の数は、ピクセルの数に常に等しく、例えば $512 \times 512 = 2^{18}$ に等しく、 Y は、同様に単一の列のマトリクスである。画像がピクセル基底以外でCS処理されるような、画像表現辞書マトリクス408の非デフォルトバージョンの場合、 V によって規定される基底が冗長であると、 X のディメンジョンは、ピクセルの数より多くなりうる。

【0041】

M 及び Y のディメンジョンの一方は、処理される画像データのタイプに依存して変わる。ディメンジョンは、データのタイプに関係するパラメータを表現する2つの乗算ファクタによって提供される。ファクタの一方は更に、イメージングがプラナーであるか又はポリュメトリックであるかに依存する。ここで、説明を簡単にするために、プラナー画像が仮定されるが、 M は、例えばポリュメトリック画像、すなわち3次元画像を再構成する場合、 $512 \times 512 \times 512 = 2^{27}$ を有することができる。

【0042】

図4B-図4Fは、データの個々のタイプについての M_{ijk1} エントリである。「チャンネルデータ」の語は、生の高周波時間サンプル202をさすためにここで使用され、かかる 40
サンプルのストリームは、図2において「TS」によって示される。

【0043】

図4Bに示す第1の例において、チャンネルデータは、フーリエ変換又はヒルベルト変換なしで、CSプロセッサ120へ直接供給される。 Y の行の、及び同等に M の行の数は、エコーを測定する際の、すなわち媒体210を横切る際の素子当たり時間サンプル N_t の数に、トランスデューサ素子104の数 N_e を乗じた数に等しい。 M_{ijk1} について、数式が、図4Bに示されている。記号 t_j は、 i 番目のトランスデューサ素子104の時間サンプルである； r_i は、 i 番目のトランスデューサ素子の（横方向位置232に関連する）横方向位置ベクトルである； r_{k1} は、フィールド内のポイント散乱体の位置ベクトルである； k は、横方向インデックスである； l は、軸方向インデックス（すなわち 50
イメージング深さのインデックス）である - M の各々の列は、 k の値によって及び l の値

によってインデックス付けされ、画像のピクセル k_1 に対応することに注意されたい； $||$ は、「絶対値」を表す； z_1 は、ポイント散乱体のイメージング深さ又は軸方向距離である； l は、深さのインデックスである； δ は、ディラックのデルタ関数である；及び、「 c 」は、媒体 210 の音速である。 $M_{ij k_1}$ は、数式によって特定される必要はない；それは、シミュレーションから得られることができる。それは、本例において、平面波による超音波照射後に、ピクセル k_1 に位置するポイント様の散乱体について、時間 t_j にトランスデューサ i によって受信された波面サンプルの値に対応する。

【0044】

わずかな変更により、発散ビームに関する式が、図 4 B の、

$$\frac{\delta(t_j - \frac{z_k}{c} - \frac{(||r_{kl} - r_i|| - ||r_i||)}{c})}{2\pi ||r_{kl} - r_i||}$$

10

から導き出されることが出来る：ここで、 r_i は、発散ビームの焦点位置をさし、 i は、発散ビームのインデックスである。付加の項 $||r_i||$ は、時間の起源についての選択である。異なる規則が選択される場合、この項は異なりうる。

【0045】

図 4 C は、フーリエ変換を受けた非フォーカスのビームフォーミングされたサンプル（受信時の平面波のもの）に関する。記号 x_k は、ポイント散乱体の横方向距離又は方位角距離であり、 k は、横方向距離のインデックスである。インデックス i は、平面波角度 236 を示す。Y マトリクスはなお、単一の列を有するが、行の数は、受信ライン当たりの周波数サンプルの数に、受信ラインの数を乗じたものに等しい。

20

【0046】

ここに上述の説明から分かるように、マトリクス Y は、ビームフォーミングされたサンプルによって占められる。サンプルは、平面波角度 236 に基づいて形成される。こうして、マトリクス Y もまた、平面波角度 236 に基づく。更に、マトリクス Y に基づく CS もまた、平面波角度 236 に基づく。しかしながら、CS は、単にビームフォーミングされたサンプルによるだけでなく、より直接的にマトリクス M エントリ 424、428 によって、平面波角度 236 に基づくものであり、マトリクス M エントリは、図 4 D に角度 θ_i として示される平面波角度 236 に依存する。従って、CS プロセッサ 120 によって実施されるスパース化は、生成されるイメージングサンプルに基づくものであるが、ただ単にイメージングサンプルに基づくのではなく、イメージングサンプルを生成するための遅延がそれぞれ機能的に依存する角度にも基づくものである。

30

【0047】

受信時の、フーリエ変換後の発散ビームの式は、以下によって与えられる：

$$\frac{\exp(-i * \frac{2\pi}{\lambda_j} * (z_k + (||r_{kl} - r_i|| - ||r_i||)))}{2\pi ||r_{kl} - r_i||}$$

40

【0048】

ここで、 r_i は、発散ビーム i の焦点をさす。ここでも、時間基準（フーリエドメインの位相になる）をセットするための項が加えられることができる。

【0049】

図 4 D は、いかなるフーリエ変換又はヒルベルト変換も受けなかった非フォーカスのビームフォーミングされたサンプル 204 に関する。Y マトリクスはなお単一の列を有するが、行の数は、受信ライン当たりのビームフォーミングサンプルの数に、受信ラインの数を乗じた数に等しい。

【0050】

50

図 4 E は、フォーカスされるビームフォーミングサンプルに関する。記号「s i n c」は、カーディナル s i n c 関数であり、 λ_0 は、信号の中心周波数の波長であり、 d は、受信アパーチャのサイズ（それ自体が深さ z_1 の関数でありうる）であり、 x_i は、インデックス i のフォーカスされた受信ラインの方位角であり、 x_k は、ピクセルの方位角である。

【0051】

図 4 F は、フォーカスされたビームフォーミングを伴う 2 D フーリエインプリメンテーションに関する。特に、非フォーカス送信からの戻ってくる R F データに応答して、チャネルデータは、異なる受信ライン方向に沿って、受信時に動的にフォーカスされ、各々の方向は、一般にマルチラインビームフォーミングにおいて行われているように、マルチラインに対応する。ビームフォーミングされたデータは、アクセスポイント 274 を通じて第 1 のスイッチ 226 の第 3 の切り替えに送られるように、図 2 において表現されている。概して、多数の受信ライン（例えば 128）が、画像をスパンするために形成される。これは同時に行われることができ、又はいくつかの送信が、受信ラインの全てを取得するために放出されることができる。ビームフォーミングされたサンプルは、2 D フーリエ変換をサンプルに適用するように構成されるフーリエ変換プロセッサ 116 によって、処理される。記号 f_{z_i} は、軸方向周波数（ビームフォーミング後は時間ディメンションが画像の深さに関連付けられるので、これは時間的周波数に関連付けられる）であり、 f_{x_j} は、横方向の周波数である。インデックス i 及び j は両方とも、周波数サンプル（軸方向及び横方向）を識別する。処理のフローは更に、H T から F T への選択を含む図 2 のスイッチ 264、268 の個々の切り替えを通じて利用可能である他の経路をたどることができる。

【0052】

上述した例のすべてにおいて、ヒルベルト変換の付加の適用は、図 4 B－図 4 F に示される $M_{i j k l}$ が、ガウスパルスのヒルベルト変換によって畳み込まれることを必要とする。ガウスパルスの式は、 $g(t) = \sin(2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t) \cdot \exp(-t^2 / \sigma^2)$ であり、ここで、 f_0 は、波面の中心周波数であり、 σ は、パルス幅の尺度（分散）である。ガウスパルスのヒルベルト変換は、

$$e^{-i2\pi f_0 t} e^{-\frac{t^2}{\sigma^2}}$$

である。図 4 B において、例えば、示される $M_{i j k l}$ エントリによるヒルベルト変換の畳み込みは、次式を与える：

$$\frac{e^{-i2\pi f_0 (t_j - \frac{z_k}{c} - \frac{\|r_{kl} - r_i\|}{c})} e^{-\frac{(t_j - \frac{z_k}{c} - \frac{\|r_{kl} - r_i\|}{c})^2}{\sigma^2}}}{2\pi \|r_{kl} - r_i\|}$$

【0053】

図 4 B－図 4 F のいずれかについて、 $M_{i j k l}$ をより正確にするために、トランスデューサ帯域幅及び指向性をモデル化する項が加えられることができる。帯域幅をモデル化するために、これは、ヒルベルト変換なしの簡単な例においても、ガウスパルスによる $M_{i j k l}$ の畳み込みによって行われることができる。指向性は、トランスデューサによって生成されるフィールドをシミュレートすることによって、又は、このフィールドを測定することによって、決定されることができる。平面波、発散ビーム又は他のフォーカス又は非フォーカスのビームの場合、ビーム自体の指向性が、考えられることができる。例えば、 $M_{i j k l}$ は、各々のピクセルでのビーム強度に比例する重みを組み込むことができる。強度は、シミュレーションから、ビーム伝播の幾何学的なモデルから、又は測定から

、得られることができる。

【0054】

画像圧縮超音波システムにおいて、イメージングサンプルを生成するために、遅延は、トランスデューサ素子ごとに、記憶されたサンプルの個々のものに対し適用される。遅延されたサンプルは、時間的にコヒーレントに合計され、コヒーレントに合計された遅延は、集合的に非フォーカスである。画像圧縮は、イメージングサンプルに基づいて実施されるが、単にイメージングサンプルに基づくだけでなく、イメージングサンプルを生成するための遅延がそれぞれ機能的に依存する角度に基づいて実施される。別の見地において、画像圧縮プロセッサは、一方のマトリクスの内容が圧縮基底の画像を表現する2つのマトリクスの積である第1のマトリクスの第1のp-ノルムを最小化する。最小化は、測定マトリクスと、画像基底から測定基底への変換マトリクス、画像表現辞書マトリクス及び圧縮基底の画像を表現するマトリクスの積との間の差の第2のp-ノルムが、許容誤差閾値を越えないという制約を受ける。測定マトリクスは、チャネルデータによって、又は、時間ディメンションのチャネルデータに適用されるヒルベルト変換の出力によって、占められる。ここで、pは、第1及び第2のp-ノルムについて異なり又は同じである。

10

【0055】

本発明は、図面及び上述の記述において詳しく図示され記述されているが、このような図示及び記述は、制限的なものではなく、説明的又は例示的なものとして考えられるべきである。本発明は、開示される実施形態に制限されない。

【0056】

例えば、離散コサイン変換(DCT)基底が、圧縮基底として使用されることができる。

20

【0057】

開示される実施形態に対する他の変更は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され達成されることができる。請求項において、「含む、有する(comprising)」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数性を除外しない。「例示的(exemplary)」という語は、「一例として役立つ」ことを意味するためにここで使用される。「例示的」と記述される任意の実施形態は、必ずしも他の実施形態より好適な又は有利なものとして解釈されるべきでなく、及び／又は他の実施形態からの特徴の組み入れを除外しない。請求項における任意の参照符号は、請求項の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

30

【0058】

コンピュータプログラムは、例えば光学記憶媒体又はソリッドステート媒体のような適切なコンピュータ可読媒体に、瞬間的に、一時的に又はより長い時間の間、記憶されることができる。このような媒体は、単に、一過性の伝播信号でないという意味において非一時的であるが、例えばレジスタメモリ、プロセッサキャッシュ及びRAMのようなコンピュータ可読媒体の形式を含む。

【0059】

単一プロセッサ又は他のユニットは、請求項に列挙されるいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

40

【図 1】

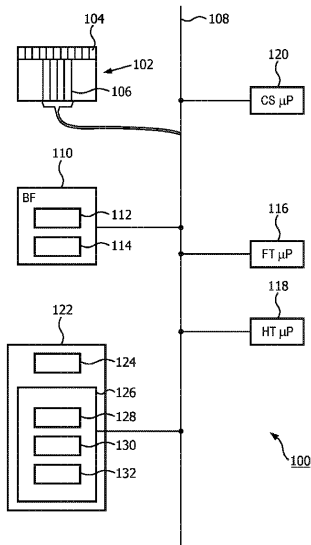


FIG. 1

【図 2】

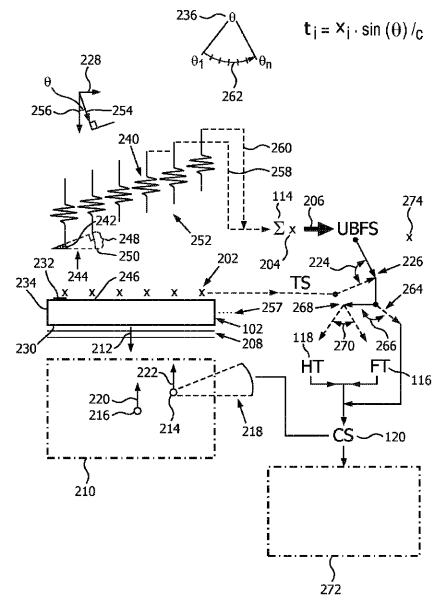
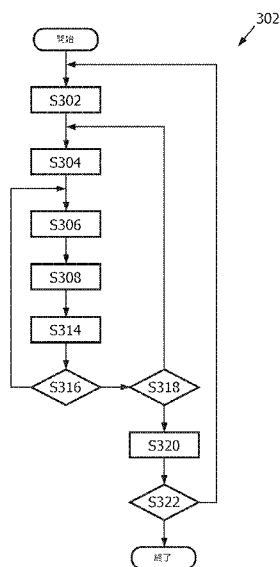
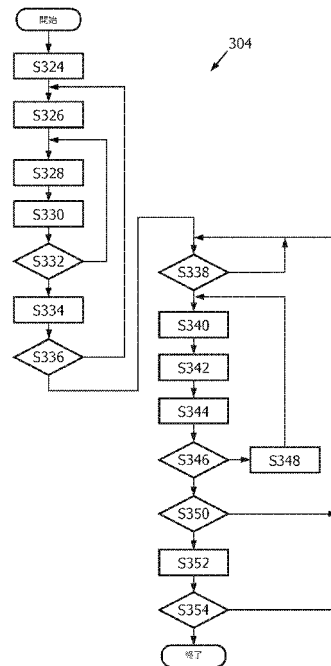


FIG. 2

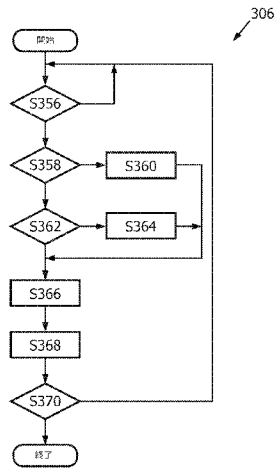
【図 3 A】



【図 3 B】



【図 3 C】



【図 4 A】

$$\begin{matrix} 404 & 408 & 412 & 420 \\ \text{I} & \text{I} & \text{MVX-Y} & \text{I} & \text{I} < \text{E} \\ & & 416 \end{matrix}$$

FIG. 4A

【図 4 B】

$$\frac{\delta\left(t_j - \frac{z_l}{c} - \frac{\|r_{kl} - r_l\|}{c}\right)}{2\pi \|r_{kl} - r_l\|}$$

FIG. 4B

【図 4 C】

$$\exp(-i * 2\pi / \lambda_j * (z_l + z_l \cos(\theta_l) + \overset{424}{x_k \sin(\theta_l)}))$$

FIG. 4C

【図 4 D】

$$\delta\left(t_j - \frac{z_l}{c} - \frac{z_l \cos(\theta_l) + \overset{428}{x_k \sin(\theta_l)}}{c}\right)$$

FIG. 4D

【図 4 E】

$$\delta\left(t_j - 2 * \frac{z_l}{c}\right) \text{sinc}\left(\frac{(x_l - x_k) * D}{\lambda_0 * z_l}\right)$$

FIG. 4E

【図 4 F】

$$\exp(-i * 2\pi * (f_{z_l} z_l + f_{x_j} x_k))$$

FIG. 4F

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/058378

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01S7/52 G01S15/89
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, INSPEC, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HERVÉ LIEBGOTT ET AL: "Pre-beamformed RF signal reconstruction in medical ultrasound using compressive sensing", ULTRASONICS, vol. 53, no. 2, 1 February 2013 (2013-02-01), pages 525-533, XP028959364, ISSN: 0041-624X, DOI: 10.1016/J.ULTRAS.2012.09.008 [retrieved on 2012-09-28]	24
A	abstract; figure 1 page 525, right-hand column, line 3 - line 12 chapter 3 chapters 4.1, 4.2 ----- -/-	1-23

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

27 January 2016

Date of mailing of the international search report

09/02/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Knoll, Bernhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/058378

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	BERNARD OLIVIER ET AL: "Ultrasound Fourier slice imaging: a novel approach for ultrafast imaging technique", 2014 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM, 3 September 2014 (2014-09-03), pages 129-132, XP032667373, DOI: 10.1109/ULTSYM.2014.0033 [retrieved on 2014-10-21] abstract chapters II.B. & II.C. -----	1-24
A	MARTIN F. SCHIFFNER ET AL: "Compensating the combined effects of absorption and dispersion in plane wave pulse-echo ultrasound imaging using sparse recovery", 2013 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM, 1 July 2013 (2013-07-01), pages 573-576, XP055244613, DOI: 10.1109/ULTSYM.2013.0148 ISBN: 978-1-4673-5684-8 cited in the application abstract chapter II, first paragraph chapter II.B. -----	1-24
A,P	CARRILLO RAFAEL E ET AL: "A Sparse regularization approach for ultrafast ultrasound imaging", 2015 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 24 October 2015 (2015-10-24), pages 1-4, XP032799191, DOI: 10.1109/ULTSYM.2015.0184 [retrieved on 2015-11-13] abstract chapters II. & III. -----	1-24

フロントページの続き

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

(72)発明者 ロベール ジャン - リュック

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 HH21 JB34 JB44 JB49 JC40

专利名称(译)	用于形成超声图像的压缩感测		
公开(公告)号	JP2017532147A	公开(公告)日	2017-11-02
申请号	JP2017522078	申请日	2015-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ロバールジャンリュック		
发明人	ロバール ジャン-リュック		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G01S7/52025 G01S7/52034 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/HH21 4C601/JB34 4C601/JB44 4C601/JB49 4C601/JC40		
优先权	62/072801 2014-10-30 US		
其他公开文献	JP2017532147A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在图像压缩超声系统中，将延迟应用于每个换能器元件的各个时间样本以产生成像样本，将延迟样本在时间上连贯地相加，并且将它们连贯地相加。集体集中注意力。基于成像样本并且不仅通过成像样本，而且还通过角度236来稀疏图像，在每个角度上，用于产生成像样本的延迟在功能上都取决于该角度。图像压缩处理器120可以最小化第一矩阵的第一p范数，第一矩阵的内容是表示压缩规范中的图像的两个矩阵的乘积。最小化是，测量矩阵与变换矩阵的乘积从图像基础到测量基础，图像表示字典矩阵和以压缩基础表示图像的矩阵之间的差的第二个p范数超过了公差阈值。没有任何限制。测量矩阵由通道数据或在时间维度上应用于通道数据的希尔伯特变换的输出填充。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 公 表 特 許 公 報 (A)	(11) 特許出願公表番号 特表2017-532147 (P2017-532147A)
		(43) 公表日 平成29年11月2日 (2017.11.2)
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	テーマコード (参考) 4 C 6 0 1
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (85) 翻訳文提出日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2017-522078 (P2017-522078) 平成27年10月30日 (2015.10.30) 平成29年4月21日 (2017.4.21) PCT / IB2015 / 058378 W02016 / 067253 平成28年5月6日 (2016.5.6) 62 / 072, 801 平成26年10月30日 (2014.10.30) 米国 (US)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 100122769 弁理士 苗田 秀仙 (74) 代理人 100163809 弁理士 五十嵐 貴裕
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波画像を形成する際の圧縮センシング		