

(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2019-535448  
(P2019-535448A)

(43) 公表日 令和1年12月12日(2019.12.12)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2019-528744 (P2019-528744)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年11月27日(2017.11.27)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 令和1年5月28日(2019.5.28)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/EP2017/080551</p> <p>(87) 国際公開番号 W02018/099867</p> <p>(87) 国際公開日 平成30年6月7日(2018.6.7)</p> <p>(31) 優先権主張番号 62/427,204</p> <p>(32) 優先日 平成28年11月29日(2016.11.29)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)</p> <p>(31) 優先権主張番号 16204209.7</p> <p>(32) 優先日 平成28年12月15日(2016.12.15)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP)</p>	<p>(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 Eindhove n</p> <p>(74) 代理人 110001690 特許業務法人M&amp;Sパートナーズ</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像クラッタをフィルタリングする方法及びシステム

(57) 【要約】

超音波画像クラッタをフィルタリングする方法が提供される。方法の第1段階において、画像に関する情報を含むデータ行列が捕捉される。特異値分解(SVD)が、データ行列又は当該データ行列から生じる行列に行われる。データ行列のSVDから、空間特異ベクトルが取得され、そこから平均空間周波数が推定される。推定平均空間周波数及びデータ行列のSVDに基づいて、フィルタ処置済みデータ行列が作成され、当該フィルタ処置済みデータ行列に基づいて、フィルタ処置済み画像が作成される。

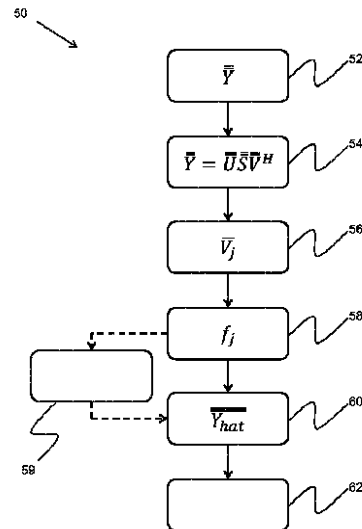


Fig. 2

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波画像クラッタをフィルタリングする方法であって、前記方法は、  
画像に関する情報を含むデータ行列であって、前記データ行列の各行又は各列の要素が複数の超音波測定チャンネルそれぞれについて記録された個々の測定値に対応する、データ行列を捕捉するステップと、

前記データ行列又は前記データ行列から生じる行列に特異値分解を行うステップと、

前記データ行列の前記特異値分解から空間特異ベクトルを得るステップと、

前記空間特異ベクトルから平均空間周波数を推定するステップと、

前記推定平均空間周波数及び前記データ行列の前記特異値分解に基づいて、フィルタ処  
置済みデータ行列を作成するステップと、

前記フィルタ処置済みデータ行列に基づいて、フィルタ処置済み画像を作成するステッ  
プと、

を含む、方法。

10

## 【請求項 2】

前記データ行列は、

N 個の列と、

M 個の行と、

を含み、

N は、超音波測定チャンネルの数に対応し、M は、各チャンネルについて記録された独立し  
た測定値の数に対応する、請求項 1 に記載の方法。

20

## 【請求項 3】

前記 M 個の独立した測定値の記録は、

所望の時間間隔中の M 個の時点において、各測定チャンネルからデータを捕捉するステッ  
プ、

M 個の重なり合う超音波送信を用いて測定領域を超音波照射するステップ、又は、

物理的受信開口部を、サイズ N の M 個の重なり合うサブアレイに分割するステップ、

によって行われる、請求項 2 に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記データ行列に基づいて、共分散行列を形成するステップを更に含み、前記特異値分  
解は、前記共分散行列に行われる、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の方法。

30

## 【請求項 5】

得られた前記空間特異ベクトルは、前記データ行列の空間固有ベクトルを含む、請求項  
1 乃至 4 の何れか一項に記載の方法。

## 【請求項 6】

前記平均空間周波数は、自己相関技術を使用して推定される、請求項 1 乃至 5 の何れか  
一項に記載の方法。

## 【請求項 7】

前記フィルタ処置済みデータ行列を作成するステップは、

前記推定平均空間周波数に基づいて、重み付けを決定するステップと、

関連の前記空間特異ベクトルに前記重み付けを適用するステップと、

重み付けされた前記空間特異ベクトルを、前記フィルタ処置済みデータ行列の作成に使  
用するステップと、

40

を含む、請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の方法。

## 【請求項 8】

前記重み付けは、推定平均空間周波数がゼロである空間特異ベクトルについては、最大  
値 1 であり、前記推定平均空間周波数が増加するにつれて、最小値 0 まで減少する、請求  
項 7 に記載の方法。

## 【請求項 9】

前記重み付けは、前記超音波画像の送信幅に対応する基準空間周波数を含むガウス重み

50

付けを使用して決定される、請求項 7 又は 8 に記載の方法。

【請求項 10】

所定値を上回る平均空間周波数を有する空間特異ベクトルを破棄するステップを含む、請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 11】

前記フィルタ処理済みデータ行列を作成するステップは更に、受信信号の振幅に基づいている、請求項 1 乃至 10 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 12】

コンピュータ上で実行されると、請求項 1 乃至 11 の何れか一項に記載の方法を実施するように適応されたコンピュータプログラムコードを含む、コンピュータプログラム。

10

【請求項 13】

超音波システム内の画像クラッタをフィルタリングするためのコントローラであって、画像に関する情報を含むデータ行列であって、前記データ行列の各行又は各列の要素が複数の超音波測定チャンネルそれぞれについて記録された個々の測定値に対応する、データ行列を捕捉し、

前記データ行列又は前記データ行列から生じる行列に特異値分解を行い、

前記データ行列の前記特異値分解から空間特異ベクトルを得て、

前記空間特異ベクトルから平均空間周波数を推定し、

推定された前記平均空間周波数及び前記データ行列の前記特異値分解に基づいて、フィルタ処理済みデータ行列を作成し、

20

前記フィルタ処理済みデータ行列に基づいて、フィルタ処理済み画像を作成する、コントローラ。

【請求項 14】

超音波信号を放出及び受信可能である超音波トランスデューサアレイと、

受信した前記超音波信号を超音波画像にコンパイルする信号プロセッサと、

前記超音波画像からデータ行列を生成するシステムと、

請求項 13 に記載のコントローラと、

前記フィルタ処理済み画像を出力する画像出力デバイスと、

を含む、超音波システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像処理の分野に関し、より具体的には、固有ベクトルベースのクラッタフィルタリングの分野に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像は、様々な異なる応用においてますます使用されている。ユーザに走査対象の現実的な解釈を与えるために、超音波システムによって生成された画像ができるだけ鮮明かつ正確であることが重要である。これは、問題の対象が、医用超音波走査を受けている患者である場合に特に当てはまる。この場合、医師が正確な診断を下す能力は、超音波システムによって生成される画像の品質に依存する。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

最近の超音波技術における進歩によって、画質及び信頼性が大いに向上されたが、軸外クラッタは、依然として超音波における画像劣化の重大な原因である。軸外クラッタは、超音波画像内に関心信号を覆う拡散エコーとして現れるノイズアーチファクトである。このクラッタは、関心領域を不明瞭にすることが多く、診断の鍵となる解剖学的測定を正確に行うことを困難にする。

50

## 【 0 0 0 4 】

収差補正、コヒーレンス因子の重み付け及び最小分散ビーム形成といったチャンネル毎のデータの共分散に基づく他の適応ビーム形成技術を含む軸外クラッタ低減のための適応技術が幾つか開発されている。ビーム形成技術は、超音波トランスデューサ開口部と一直線上のチャンネルに沿って測定された信号の空間領域に基づいている。この場合、軸外クラッタ信号の特徴的な特徴はその高い空間周波数であり、当該信号は、大抵の場合、ローパスフィルタを用いてフィルタリングされる。

## 【 0 0 0 5 】

クラッタ信号の低速時間挙動に関連する固有ベクトルベースの別の技術が、ドップラーフィルタリングの分野において採用されている。共分散行列が超音波データから形成され、その固有ベクトルは、低速時間での標的組織の様々な運動モードに対応する。時間的固有ベクトルの周波数成分を解析し、低速で動くクラッタに対応する時間周波数が低いものを減衰させることによって、軸外クラッタを適応的にフィルタリングすることができる。つまり、ドップラーベースの技術では、軸外クラッタ信号の特徴的な特徴は、その低時間周波数であり、当該信号は、大抵の場合、ハイパスフィルタを用いてフィルタリングされる。

10

## 【 0 0 0 6 】

Yu, Alfred C. H. 他による「A New Eigen - Based Clutter Filter Using the Hankel SVD Approach」は、カラーフローデータ処理における固有ベースのフィルタリングを行う方法を開示している。

20

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、請求項によって規定される。

## 【 0 0 0 8 】

本発明の一態様による実施例によれば、超音波画像クラッタをフィルタリングする方法が提供される。当該方法は、

画像に関する情報を含み、その各行又は各列の要素が複数の超音波測定チャンネルそれぞれについて記録された個々の測定値に対応するデータ行列を捕捉するステップと、

データ行列又は当該データ行列から生じる行列に特異値分解 (SVD) を行うステップと、

30

データ行列のSVDから空間特異ベクトルを得るステップと、

空間特異ベクトルから平均空間周波数を推定するステップと、

推定平均空間周波数及びデータ行列のSVDに基づいて、フィルタ処置済みデータ行列を作成するステップと、

フィルタ処置済みデータ行列に基づいて、フィルタ処置済み画像を作成するステップとを含む。

## 【 0 0 0 9 】

この方法は、最終画像における軸外クラッタの量を低減するために、超音波画像に固有ベクトルフィルタリングを行う。医用超音波スキャナは、一般に、超音波信号を放出及び受信可能な超音波トランスデューサを含む。これらの信号は、大抵の場合、波束とも呼ばれる複素包絡線信号の形で受信される。これらの信号を、行列形式で捕捉することで、データを幾つかのやり方で分析及び操作することができる。

40

## 【 0 0 1 0 】

行列の特異値分解 (SVD) は、3つの成分行列に分割された単一の行列をもたらす行列の因数分解の一形式である。例えばデータ行列

## 【 数 1 】

$$\bar{Y}$$

の場合、特異値分解は、

50

【数 2】

$$\bar{Y} = \bar{U}\bar{S}\bar{V}^H$$

をもたらし、ここで、

【数 3】

$$\bar{U}$$

は、正方ユニタリ行列、

【数 4】

$$\bar{S}$$

は、対角行列、

【数 5】

$$\bar{V}^H$$

は、正方ユニタリ行列であり、正方ユニタリ行列

【数 6】

$$\bar{V}$$

の共役転置である。行列

【数 7】

$$\bar{S}$$

の対角要素は、

【数 8】

$$\bar{Y}$$

の特異値として知られ、行列

【数 9】

$$\bar{U}$$

及び

【数 10】

$$\bar{V}$$

の列は、それぞれ、データ行列

【数 11】

$$\bar{U}_j$$

の左特異ベクトル

【数 12】

$$\bar{V}_j$$

及び右特異ベクトル

【数 13】

$$\bar{Y}$$

として知られている。このようにして、データ行列に記憶される複素信号データの成分を分離及び解析することができる。

【0 0 1 1】

10

20

30

40

50

データ行列の SVD から、空間特異ベクトルに対応する右特異ベクトルを得て、これを使用して信号の平均空間周波数を推定することによって、最終画像における軸外クラッタに寄与するであろう信号を特定することが可能である。軸外クラッタを含む信号を除去又は減衰することによって、残りのフィルタ処理済み信号を用いて、フィルタ処理済みデータ行列

【数 1 4】

$$\bar{Y}_{hat}$$

を作成することが可能である。次に、フィルタ処理済みデータ行列内の信号を用いて、フィルタ処理済みピクセル値を計算することができ、次に、当該フィルタ処理済みピクセル値を用いて、クラッタがフィルタリングされた画像を作成することができる。

10

【0 0 1 2】

幾つかの作成では、データ行列は、

N 個の列と、

M 個の行とを含み、

N は、超音波測定チャンネルの数に対応し、M は、各チャンネルについて記録された独立した測定値の数に対応する。

【0 0 1 3】

このデザインでは、データ行列

【数 1 5】

$$\bar{Y}$$

は、M × N の矩形行列である。対応して、

【数 1 6】

$$\bar{U}$$

は、M × M の正方ユニタリ行列であり、

【数 1 7】

$$\bar{S}$$

は、M × N の矩形対角行列であり、

【数 1 8】

$$\bar{V}^H$$

は、N × N の正方ユニタリ行列である。

【0 0 1 4】

更なる作成では、M 個の独立した測定値の記録は、

所望の時間間隔中の M 個の時点において、各測定チャンネルからデータを捕捉するステップ、

M 個の重なり合う超音波送信を用いて測定領域を超音波照射するステップ、又は、物理的受信開口部を、サイズ N の M 個の重なり合うサブアレイに分割するステップによって行われる

40

【0 0 1 5】

このようにして、画像内の同じ位置の複数の独立した測定値を使用して、最終画像に偶然誤差が含まれる危険性が低減される。

【0 0 1 6】

幾つかのデザインでは、方法は更に、データ行列に基づいて、共分散行列を形成するステップを含み、特異値分解は、共分散行列に行われる。

【0 0 1 7】

共分散行列

50

【数 1 9】

$$\bar{R}$$

は、

【数 2 0】

$$\bar{R} = \bar{Y}^H \bar{Y}$$

の形をとり、ここで、

【数 2 1】

$$\bar{Y}$$

は、補足されたデータ行列であり、

【数 2 2】

$$\bar{Y}^H$$

は、

【数 2 3】

$$\bar{Y}$$

の共役転置である。場合によっては、データ行列ではなく共分散行列に S V D を行う方が計算効率がより良い。

【0 0 1 8】

データ行列及び共分散行列は、或いは、空間周波数領域で作成することができる。この場合、データの短時間高速フーリエ変換が行われ、データ行列又は共分散行列が、サブアレイ平均化若しくは組み合わせられた送信イベントのいずれか又はその両方によって、各周波数において形成される。

【0 0 1 9】

幾つかの実施形態では、得られた空間特異ベクトルは、データ行列の空間固有ベクトルを含む。データ行列内に捕捉される複素信号は、トランスデューサアレイに沿った横方向の寸法といった超音波画像に関する空間的情報及び受信信号の深さを含む。データ行列に特異値分解を行うと、各測定点に関する空間固有ベクトルが、データ行列の右特異ベクトルに対応する行列

【数 2 4】

$$\bar{V}$$

の列内に配置される。

【0 0 2 0】

一作成では、空間固有ベクトルの平均空間周波数は、自己相関技術を使用して推定される。自己相関技術は、複素信号の平均周波数を推定する方法である。場合によっては、平均空間周波数の推定値は、N 個のサンプルにわたって評価されたラグ 1 を有するデータの自己相関に基づいて計算される。

【0 0 2 1】

一実施形態では、フィルタ処置済みデータ行列を作成するステップは、推定平均空間周波数に基づいて重み付けを決定するステップと、関連の空間特異ベクトルに重み付けを適用するステップと、重み付けされた空間特異ベクトルをフィルタ処置済みデータ行列の作成に使用するステップとを含む。

【0 0 2 2】

更なる実施形態では、重み付けは、推定平均空間周波数がゼロである空間特異ベクトルについては、最大値 1 であり、推定平均空間周波数が増加するにつれて、最小値 0 まで減

10

20

30

40

50

少する。

【0023】

ゼロの空間周波数を持つ空間特異ベクトルは、軸上信号に対応する。つまり、当該信号は、正しい位置で測定されたことを意味する。一方、高い空間周波数を持つ空間特異ベクトルは、大量の軸外クラッタを含む信号に対応する。関連する平均空間周波数に基づいて、空間特異ベクトルに重み付けを適用することによって、軸外信号を減衰し、最終画像へのそれらの寄与を低減又は排除し、これにより、最終画像内の軸外クラッタを低減することが可能である。

【0024】

一デザインでは、重み付けは、基準空間周波数を含むガウス重み付けを使用して決定され、また、更なる実施形態では、基準空間周波数は、送信ビーム幅に対応する。送信ビーム幅は、送信ビームの角度幅である。

10

【0025】

幾つかの作成では、上記方法は、所定値を上回る平均空間周波数又は非常に低い対応する固有値を有する空間特異ベクトルを破棄するステップを含む。著しく大きいクラッタ成分又は低い固有値を有するものを排除することにより空間特異ベクトルの数を制限することによって、画質を向上させることができ、また、例えば信号の大部分を説明する最初の数個の固有ベクトルのみを計算することによって、方法の計算コストが削減される。

【0026】

幾つかのデザインでは、フィルタ処置済みデータ行列を作成するステップは更に、受信信号の振幅に基づいている。例えば画像クラッタの振幅が、信号よりも低いと予想される場合、大きさに基づくフィルタリングを使用して、画質を向上させることができる。つまり、低エネルギー空間特異ベクトルは、フィルタリング処理によって更に減衰される。

20

【0027】

本発明の更なる態様による実施例は、超音波システム内の画像クラッタをフィルタリングするためのコントローラを提供する。当該コントローラは、

画像に関する情報を含み、その各行又は各列の要素が複数の超音波測定チャンネルそれぞれについて記録された個々の測定値に対応するデータ行列を捕捉し、

データ行列又はデータ行列から生じる行列に特異値分解 (SVD) を行い、

データ行列の SVD から空間特異ベクトルを得て、

30

空間特異ベクトルから平均空間周波数を推定し、

推定平均空間周波数及びデータ行列の SVD に基づいて、フィルタ処置済みデータ行列を作成し、

フィルタ処置済みデータ行列に基づいて、フィルタ処置済み画像を作成する。

【0028】

本発明の別の態様による実施例によれば、超音波システムが提供される。当該超音波システムは、

超音波信号を放出及び受信可能である超音波トランスデューサアレイと、

受信した超音波信号を超音波画像にコンパイルする信号プロセッサと、

超音波画像からデータ行列を生成するシステムと、

40

コントローラと、

フィルタ処置済み画像を出力する画像出力デバイスとを含み、当該コントローラは、

画像に関する情報を含み、各行又は各列の要素が複数の超音波測定チャンネルそれぞれについて記録された個々の測定値に対応するデータ行列を捕捉し、

データ行列又はデータ行列から生じる行列に特異値分解 (SVD) を行い、

データ行列の SVD から空間特異ベクトルを得て、

空間特異ベクトルから平均空間周波数を推定し、

推定平均空間周波数及びデータ行列の SVD に基づいて、フィルタ処置済みデータ行列を作成し、

フィルタ処置済みデータ行列に基づいて、フィルタ処置済み画像を作成する。

50

## 【図面の簡単な説明】

## 【0029】

次に、本発明の実施例について、添付図面を参照しながら詳細に説明する。

## 【0030】

【図1】図1は、一般的な動作を説明するための超音波診断撮像システムを示す。

【図2】図2は、本発明の方法を示す。

【図3】図3は、フィルタ処置済みデータ行列の作成方法の一実施形態を示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0031】

本発明は、超音波画像クラッタをフィルタリングする方法を提供する。方法の第1段階において、画像に関する情報を含むデータ行列が捕捉される。特異値分解(SVD)が、データ行列又は当該データ行列から生じる行列に行われる。次に、データ行列のSVDから、空間特異ベクトルが取得され、そこから、平均空間周波数が推定される。推定平均空間周波数及びデータ行列のSVDに基づいて、フィルタ処置済みデータ行列が作成され、当該フィルタ処置済みデータ行列に基づいて、フィルタ処置済み画像が作成される。

10

## 【0032】

本発明は、トランスデューサアレイによって測定された信号の処理及びフィルタリングに関するもので、図1を参照して、最初に超音波診断撮像システムの一般的な動作について、当該システムの信号処理機能に重点を置きつつ説明する。

## 【0033】

システムは、超音波を送信し、エコー情報を受信するCMUTトランスデューサアレイ100を有するアレイトランスデューサプローブ10を含む。トランスデューサアレイ100は、或いは、PZT又はPVDfといった材料で形成された圧電トランスデューサを含んでもよい。トランスデューサアレイ100は、2D平面において又は3D撮像のために3次元において走査可能であるトランスデューサ110の2次元アレイである。

20

## 【0034】

トランスデューサアレイ100は、プローブ内のマイクロビームフォーマ12に結合される。マイクロビームフォーマ12は、CMUTアレイセル又は圧電素子による信号の受信を制御する。マイクロビームフォーマは、米国特許第5,997,479号(Savord他)、第6,013,032号(Savord)及び第6,623,432号(Powers他)に説明されるように、トランスデューサのサブアレイ(又は「グループ」又は「パッチ」)によって受信される信号の少なくとも部分的なビーム形成が可能である。

30

## 【0035】

なお、マイクロビームフォーマは完全にオプションである。以下の実施例では、アナログビーム形成は行われないことを前提とする。

## 【0036】

マイクロビームフォーマ12は、プローブケーブルによって、送受信(T/R)スイッチ16に結合される。当該スイッチ16は、送信と受信とを切り替え、また、マイクロビームフォーマが使用されず、トランスデューサアレイがメインシステムビームフォーマによって直接動作させられる場合に、メインビームフォーマ20を高エネルギー送信信号から保護する。トランスデューサアレイ100からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ16によってマイクロビームフォーマに結合されるトランスデューサコントローラ18と、ユーザインターフェース又は制御パネル38のユーザ操作からの入力を受信するメイン送信ビームフォーマ(図示せず)とによって指示される。

40

## 【0037】

トランスデューサコントローラ18によって制御される機能の1つは、ビームが向けられ、集束される方向である。ビームは、トランスデューサアレイから真っすぐ前に(トランスデューサアレイに直交するように)向けられるか、又は、より広い視野のために異なる角度で向けられる。トランスデューサコントローラ18は、CMUTアレイのDCバイアス制御部45を制御するように結合されてよい。DCバイアス制御部45は、CMUT

50

セルに印加されるDCバイアス電圧を設定する。

【0038】

受信チャンネルでは、部分ビーム形成信号が、マイクロビームフォーマ12によって生成され、メイン受信ビームフォーマ20に結合され、そこで、トランスデューサの個々のパッチからの部分ビーム形成信号が、完全ビーム形成信号となるように組み合わせられる。例えばメインビームフォーマ20は、128個のチャンネルを有してよく、各チャンネルは、数十又は数百のCMUTトランスデューサセル又は圧電素子からなるパッチから、部分ビーム形成信号を受信する。このようにして、トランスデューサアレイの何千ものトランスデューサによって受信された信号は、単一のビーム形成信号に効率的に寄与することができる。

10

【0039】

ビーム形成された受信信号は、信号プロセッサ22に結合される。信号プロセッサ22は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I及びQ成分分離、並びに、組織及び微小気泡から戻ってくる非線形（基本周波数のより高い高調波）エコー信号の識別を可能にするように線形信号と非線形信号とを分離するように作用する高調波信号分離といった様々なやり方で受信エコー信号を処理することができる。信号プロセッサはまた、スペクル低減、信号合成及び雑音除去といった追加の信号強調を行ってもよい。信号プロセッサ内のバンドパスフィルタは、エコー信号が受信される深さが増大するにつれてその通過帯域が高周波帯域から低周波帯域へとスライドし、これにより、より深い深さからの高周波数の雑音を排除するトラッキングフィルタであってもよい。当該高周波数には、解剖学的情報がない。

20

【0040】

送信及び受信用のビームフォーマは、異なるハードウェア内に実装され、異なる機能を有することができる。当然ながら、受信ビームフォーマは、送信ビームフォーマの特性を考慮して設計される。図1では、簡単にするために、受信ビームフォーマ12、20しか示していない。完全なシステムでは、送信マイクロビームフォーマ及びメイン送信ビームフォーマを有する送信チェーンもある。

【0041】

マイクロビームフォーマ12の機能は、アナログ信号経路の数を減らすために、信号の最初の組み合わせを提供することである。これは、通常、アナログ領域において行われる。

30

【0042】

最終的なビーム形成は、メインビームフォーマ20において行われ、通常、デジタル化の後に行われる。

【0043】

送信チャンネル及び受信チャンネルは、固定周波数帯域を持つ同じトランスデューサアレイ100を使用する。しかし、送信パルスが占める帯域幅は、使用された送信ビーム形成に応じて変わる。受信チャンネルは、トランスデューサの全帯域幅を捕捉する（これは古典的なアプローチである）か、又は、受信チャンネルは、帯域通過処理を使用することによって、有用情報を含む帯域幅（例えば主高調波の高調波）のみを抽出することができる。

40

【0044】

処理された信号は、Bモード（即ち、輝度モード又は2D撮像モード）プロセッサ26及びドップラープロセッサ28に結合される。Bモードプロセッサ26は、体内の臓器の組織や血管といった体内の構造の撮像のための受信超音波信号の振幅の検出を利用する。身体構造のBモード画像は、米国特許第6,283,919号（Roundhill他）及び米国特許第6,458,083号（Jago他）に説明されているように、高調波画像モード若しくは基本画像モードのいずれか又は両方の組み合わせで形成することができる。ドップラープロセッサ28は、画像フィールド内の血球の流れといった物質の動きを検出するために、組織の動き及び血流からの時間的に特徴のある信号を処理する。ドップラープロセッサ28は、通常、身体内の選択された種類の物質から戻ってきたエコーを通

50

過させる及び / 又は拒絶するように設定されるパラメータを有するウォールフィルタを含む。

【 0 0 4 5 】

Bモードプロセッサ及びドップラープロセッサによって生成される構造信号及び運動信号は、走査変換器32及び多平面リフォーマッタ44に結合される。走査変換器32は、エコー信号を、それらを受信した元の空間関係で所望の画像フォーマットで配置する。例えば走査変換器は、エコー信号を、2次元(2D)のセクタ形状のフォーマット、又は、ピラミッド状の3次元(3D)画像に配置することができる。走査変換器は、画像フィールド内の点における動きに対応する色を有するBモード構造画像に、それらのドップラー推定速度を重ね合わせて、画像フィールド内の組織の動き及び血流を表すカラードップラー画像を生成することができる。多平面リフォーマッタは、米国特許第6,443,896号(Detmer)に説明されているように、身体のパリユメトリック領域内の共通平面内の点から受信したエコーを、その平面の超音波画像に変換する。米国特許第6,530,885号(Entrekin他)に説明されているように、ボリュームレンダラ42が、3Dデータセットのエコー信号を所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。

【 0 0 4 6 】

2D画像又は3D画像は、走査変換器32、多平面リフォーマッタ44及びボリュームレンダラ42から画像プロセッサ30に結合されて、画像ディスプレイ40での表示のために更に強調され、バッファリングされ及び一時保管される。ドップラープロセッサ28によって生成される血流値及びBモードプロセッサ26によって生成される組織構造情報は、撮像に使用されることに加えて、定量化プロセッサ34に結合される。定量化プロセッサは、血流の容積流量といった様々な流動状態の尺度だけでなく、臓器の大きさ及び妊娠期間といった構造的測定値も生成する。定量化プロセッサは、測定が行われるべき画像の解剖学的構造内の点といったユーザ制御パネル38からの入力を受信することができる。定量化プロセッサからの出力データは、グラフィックプロセッサ36に結合されて、ディスプレイ40上の画像と共に、測定グラフィック及び値が再生され、また、ディスプレイデバイス40から音声出力される。グラフィックプロセッサ36はまた、超音波画像と共に表示する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、患者名、画像の日時、撮像パラメータといった標準的な識別情報を含むことができる。このために、グラフィックプロセッサは、患者名といった入力をユーザインターフェース38から受信する。ユーザインターフェースはまた、送信コントローラ18に結合されて、トランスデューサアレイ100からの超音波信号の生成、したがって、トランスデューサアレイ及び超音波システムによって生成される画像の生成が制御される。送信コントローラ18の送信制御機能は、行われる機能のうちの1つにすぎない。送信コントローラ18はまた、(ユーザによって与えられる)動作モード、並びに、対応する必要な送信器構成及び受信器のアナログ-デジタル変換器における帯域通過構成を考慮に入れる。送信コントローラ18は、固定状態を有するステートマシンであってもよい。

【 0 0 4 7 】

ユーザインターフェースはまた、多平面リフォーマッタ44に結合され、多平面リフォーマット(MPR)画像の画像フィールドにおいて定量化測定を行うために使用される複数のMPR画像の平面が選択及び制御される。

【 0 0 4 8 】

図2は、例えば図1に示す信号プロセッサ22又は別個の専用コントローラによって実施される本発明の方法50を示す。

【 0 0 4 9 】

ステップ52において、超音波画像に関する情報を含むデータ行列

【 数 2 5 】

$$\bar{Y}$$

が、超音波信号のセットから捕捉される。データ行列

10

20

30

40

50

【数 2 6】

$$\bar{Y}$$

は、 $M \times N$ の矩形行列の形をとることができ、 $N$ 個の列は、画像内の $N$ 個の測定点に対応し、 $M$ 個の行は、各測定点で行われた $M$ 個の独立した測定に対応する。

【0 0 5 0】

点の $M$ 個の独立した測定を幾つかのやり方で行うことが可能である。最も簡単な例では、データは、所望の期間中の $M$ 個の時点で $N$ 個の測定チャンネルから得られる。更なる例では、測定領域は、 $M$ 個の重なり合う超音波送信で超音波照射される。この例では、超音波システムは、関心点に重なる波を生成する超音波トランスデューサアレイを使用する。これらの波によって引き起こされるエコーは、超音波トランスデューサアレイ内の $N$ 個のトランスデューサ素子によって検出及び測定される。 $M$ 個の重なり合う波で標的領域を超音波照射することによって、 $N$ 個のトランスデューサ素子は、戻ってきたエコーに対して、 $M$ 個の独立した測定を行うことができるようになる。別の例では、超音波トランスデューサアレイがある物理的受信開口部を、サイズ $N$ の $M$ 個の重なり合うサブアレイに分割することができる。このようにすると、重なり合うサブアレイは、サブアレイ平均化処理を介して、 $M$ 個の独立した結果を記録することができる。サブアレイ平均化は、サブアレイを、サイズ $L$ の重なり合うサブ開口部に分割することによって、サイズ $N$ のサブアレイに対して行われる。ここで、 $L$ は $N$ より小さい。これらのサブ開口部からのデータは、次に、 $M$ 個の独立した測定値として使用され、ここで、 $M = N - L + 1$ である。つまり、サイズ $L$ の重なり合うサブ開口部それぞれは、 $M$ 個の観測のうちの一つを作成する。このようにして、 $M \times N$ データ行列を形成することができる。

10

20

【0 0 5 1】

これらの実施例を互いに組み合わせて使用して、所望の数の独立した測定値を収集することができる。

【0 0 5 2】

ステップ 5 4 において、特異値分解 (SVD) が、データ行列

【数 2 7】

$$\bar{Y}$$

に行われる。特異値分解は、行列の因数分解の一形式であり、次式：

【数 2 8】

$$\bar{Y} = \bar{U} \bar{S} \bar{V}^H$$

がもたらされる。

【0 0 5 3】

ここで、

【数 2 9】

$$\bar{U}$$

は、 $M \times M$ の正方ユニタリ行列、

【数 3 0】

$$\bar{S}$$

は、 $M \times N$ の矩形対角行列、

【数 3 1】

$$\bar{V}^H$$

は、 $N \times N$ の正方ユニタリ行列であり、また、

30

40

【数 3 2】

$$\bar{Y}$$

が  $M \times N$  の矩形行列である場合について、 $N \times N$  の正方ユニタリ行列

【数 3 3】

$$\bar{V}$$

の共役転置である。行列

【数 3 4】

$$\bar{S}$$

の対角要素は、データ行列の特異値である。

【0 0 5 4】

超音波トランスデューサからの複素測定信号を含むデータ行列を因数分解することによって、簡単な形で信号の成分を分離及び解析することが可能である。例えばデータ行列が画像に関する超音波信号を含む場合、データ行列に特異値分解を行うと、時間的情報及び空間的情報が別々の行列に分離される。このようにして、これらの単純行列の内容を、単純かつ効率的に解析し、使用することができる。

【0 0 5 5】

ステップ 5 6 において、空間特異ベクトル

【数 3 5】

$$\bar{V}_j$$

がデータ行列の SVD から得られる。行列

【数 3 6】

$$\bar{U}$$

及び

【数 3 7】

$$\bar{V}$$

の列は、それぞれ、データ行列の左特異ベクトル

【数 3 8】

$$\bar{U}_j$$

及び右特異ベクトル

【数 3 9】

$$\bar{V}_j$$

である。この場合、右特異ベクトルは、空間特異ベクトルに対応する。幾つかの実施形態では、 $j$  が行列

【数 4 0】

$$\bar{V}$$

の  $j$  番目の列を表す右特異ベクトル

【数 4 1】

$$\bar{V}_j$$

は、データ行列の空間固有ベクトルを含む。空間固有ベクトルは、トランスデューサアレイに沿った横寸法といった超音波トランスデューサによって測定される信号の空間成分、

10

20

30

40

50

及び、受信信号の深さを記述する。

【 0 0 5 6 】

ステップ 5 8 において、各空間特異ベクトル

【数 4 2】

$$\bar{V}_j$$

について、平均空間周波数  $f_j$  が推定される。空間周波数は、所与の空間に亘る構造の周期性の尺度である。より具体的には、空間周波数は、フーリエ変換によって決定される構造の正弦波成分が所与の空間に亘って繰り返す頻度の尺度である。空間領域では、軸外クラッタは、高空間周波数によって特徴付けられる。測定点に対応する空間特異ベクトルの平均空間周波数を計算することによって、高レベルのクラッタを含む測定チャンネルを特定することが可能である。

10

【 0 0 5 7 】

場合によっては、平均空間周波数は、自己相関技術を使用して推定することができる。自己相関技術は、次式：

【数 4 3】

$$f_j = \left( \frac{1}{2\pi} \right) \arg \left( \sum_i^{N-1} \bar{V}_{j,i} \bar{V}_{j,i+1}^* \right)$$

を用いて、複素信号中の平均周波数を推定する方法である。

20

【 0 0 5 8 】

ここで、 $f_j$  は、 $j$  番目の右特異ベクトルの平均空間周波数であり、

【数 4 4】

$$\bar{V}_{j,i}$$

は、 $j$  番目の右特異ベクトルの  $i$  番目の要素であり、

【数 4 5】

$$\bar{V}_{j,i+1}^*$$

は、 $j$  番目の右特異ベクトルの  $i + 1$  番目の要素の複素共役である。

30

【 0 0 5 9 】

幾つかの実施形態はステップ 5 9 を含む。ステップ 5 9 では、セットの平均空間周波数が所定値を上回る場合、空間特異ベクトルが破棄される。大きい空間周波数では、信号はクラッタが支配的となり、信号をフィルタリングする処理は、画像の再構成に有用な情報をほとんどもたらさない。場合によっては、計算する固有ベクトルの定数をあらかじめ決めておくこと、関連する固有値が所定閾値を下回ると固有ベクトルの計算を中止すること、又は、計算された固有値の合計が所定閾値を超えた場合に固有ベクトルの計算を中止することができる。これらのやり方では、クラッタフィルタリングを行うための計算コストを削減することができる。

【 0 0 6 0 】

ステップ 6 0 において、ステップ 5 8 において推定された平均空間周波数と、ステップ 5 4 において行われたデータ行列に対する SVD とに基づいて、フィルタ処置済みデータ行列

40

【数 4 6】

$$\bar{Y}_{hat}$$

が作成される。フィルタ処置済みデータ行列は、クラッタフィルタ処置済み画像の作成に使用することができる、ステップ 5 2 において捕捉されたデータ行列からのフィルタ処置済み信号を含む。

【 0 0 6 1 】

50

ステップ62において、フィルタ処理済みデータ行列の内容に基づいてフィルタ処理済み画像が作成される。フィルタ処理済みデータ行列の列に保持されている各測定チャンネルの値を合計することによって、関連する測定点のクラッタフィルタ処理済みピクセル値を決定することが可能である。

【0062】

場合によっては、ステップ54における特異値分解は、データ行列から

【数47】

$$\bar{R} = \bar{Y}^H \bar{Y}$$

として計算された共分散行列

【数48】

$$\bar{R}$$

に行われる。ここで、

【数49】

$$\bar{Y}^H$$

は、データ行列の共役転置である。この一連の動作は、データ行列ではなく、共変行列に特異値分解を行う方が計算コスト的により効果的である状況において行われる。共分散行列は、 $M \times N$ の観測窓の高速フーリエ変換を行い、サブアレイ平均化若しくは組み合わせられた送信イベントのいずれか又はその両方によって、各周波数において $M$ 個の測定値を作成することによって、周波数領域の各周波数において作成することができる。この場合、フィルタ処理済みデータ行列は、空間領域ではなく、周波数領域における信号を含むので、画像の再構成の前に、データを空間領域にするために逆高速フーリエ変換が行われなければならない。

【0063】

図3は、フィルタ処理済みデータ行列を作成する方法70の一実施形態を示す。

【0064】

ステップ72において、平均空間周波数に基づいて重み付けが決定される。重み付けは、平均空間周波数を使用して、各空間特異ベクトルに対して決定される。1つのデザインでは、空間特異ベクトルの重み付けを決定するために使用される方法は、ガウス重み付けである。ガウス重み付けは、

【数50】

$$w(f_j) = e^{-\frac{f_j^2}{2f_0^2}}$$

と書かれ、ここで、 $f_j$ は、推定平均空間周波数であり、 $f_0$ は、基準空間周波数と知られている。更なる実施形態では、基準空間周波数は、送信ビーム幅に対応する。

【0065】

更なる実施例では、重み付けはまた、信号振幅の観点からも計算することができる。画像クラッタの振幅が、信号よりも小さいと予想される場合、大きさに基づくフィルタリングを使用して、画質を向上させることができる。つまり、低エネルギー空間特異ベクトルは、フィルタリング処理によって更に減衰される。更に、信号の低速時間挙動に基づいても重み付けを決定することが可能である。この場合、クラッタは、組織と比較した場合に、その遅い動きによって特徴付けられる。つまり、時間特性も使用して、空間特異ベクトルの重み付けを計算することができる。この場合、各測定点について、時空間共分散行列が必要となる。信号に含まれる空間情報に基づいて重み付けを決定する場合に戻ると、固有ベクトル、即ち、空間特異ベクトル内の空間分布によってクラッタ信号を特定することが可能であり、これにより、当該クラッタ信号を最終画像から除去することができる。

【0066】

10

20

30

40

50

ステップ74では、ステップ72において決定された重み付けが、使用される平均空間周波数に関連した空間特異ベクトルに適用される。一実施形態では、クラッタのない軸上信号に相当する、推定平均空間周波数がゼロである空間特異ベクトルの場合、重み付けは、最大値1である。推定平均空間周波数の値が増加するにつれて、関連する空間特異ベクトルに割り当てられる重み付けは、最小値0まで減少する。このようにして、大量のクラッタを含む高空間周波数信号が減衰され、これらの信号は最終画像への寄与が低くなる。

【0067】

ステップ76において、重み付けされた空間特異ベクトルは、フィルタ処置済みデータ行列

【数51】

$$\bar{Y}_{hat}$$

10

の作成に使用される。フィルタ処置済みデータ行列は、次式：

【数52】

$$\bar{Y}_{hat} = \sum_j \bar{\lambda}_j w(f_j) \bar{U}_j \bar{V}_j^H$$

で記述される。

【0068】

ここで、

【数53】

$$\bar{\lambda}_j$$

20

は、対角行列

【数54】

$$\bar{S}$$

のj番目の特異値であり、 $w(f_j)$ は、j番目の右特異ベクトルに対する重み付けであり、

【数55】

$$\bar{U}_j$$

30

は、データ行列

【数56】

$$\bar{Y}$$

からのj番目の左特異ベクトルであり、

【数57】

$$\bar{V}_j^H$$

は、j番目の右特異ベクトル

40

【数58】

$$\bar{V}_j$$

の共役転置である。そして、フィルタ処置済みデータ行列を使用して、最終的なクラッタフィルタ処置済み画像を作成することができる。

【0069】

なお、方法を、行列の使用を採用するものとして説明したが、超音波画像の軸外クラッタフィルタリングを達成するために、他の形式のデータ処理及び操作を使用してもよい。場合によっては、方法は、超音波システムによって収集されているデータのストリームに適用されてもよい。連続するデータ点を、互いに関連して又は別々に使用することができ

50

る。

【0070】

要約すると、本発明の実施形態は、受信エコー信号にクラッタフィルタを適用することを提案する。このフィルタは、周波数ベースの固有ベクトルフィルタリングの原理に基づいている。

【0071】

この原理は、例えばトランスデューサアレイによって受け取られる複数のエコー信号に適用される特異値分解 (SVD) 法を使用する。SVDは、2D行列の1つの次元が所与のトランスデューサアレイ位置における測定信号 (所与のトランスデューサチャンネルの信号) を表し、第2の次元がこの信号について受信される異なる測定サンプルに対応する当該2D行列に対して行われてよい。

10

【0072】

SVDは、例えば固有ベクトルを生成し、これらの平均空間周波数分布及び振幅を、フィルタリングの基準として使用することができる。

【0073】

本発明の実施形態は、超音波画像内のクラッタの存在が、高 (平均空間) 周波固有値及び固有ベクトルの形で現れるという事実に基づいている。これらの高周波固有値及び固有ベクトルは、空間周波数領域においてフィルタリング除去することができる。クラッタの存在はまた、固有値若しくは固有ベクトルの振幅 (エネルギー) 又はそれらの周波数の空間分布においても現れる。したがって、固有値特性のいずれかに関する帯域通過を有する特定のクラスタフィルタを実施することができる。

20

【0074】

本発明は、アラインされた (即ち、ビーム形成された) 超音波データから軸外信号を効率的に拒絶し、これにより、クラッタアーチファクトのない画像が生成され、コントラストが増強され、より良い画質及び診断的価値がもたらされる。

【0075】

各ピクセルについて、当該ピクセルの様々な観測から受信されるアラインされたデータから、 $M \times N$  のチャンネル毎のデータ行列を推定することができる ( $N$  = チャンネル数、 $M$  = 観測数)。 $M$  個の観測は、複数の時間イベントであってよいが、同じ関心点に向けられた複数の送信方向であってもよい。要するに、所与の点の様々な「観測」を得ることである。

30

【0076】

更に、当該行列のSVD分解によって、チャンネル毎のデータの最重要「モード」に対応する固有ベクトルがもたらされる。各固有ベクトルの平均空間周波数が推定され、(軸外信号に対応する) 比較的高い平均空間周波数を有する固有ベクトルは、0再構成 (実空間領域への逆再構成) の前に減衰される。

【0077】

このようにして得られたフィルタ処置済みのチャンネル毎のデータは、合計されて、軸外信号の寄与が減衰されたピクセル値推定を生成することができる。

【0078】

本発明の実施形態は、組織撮像に特に適している。

40

【0079】

上述のように、実施形態は、データ処理ステップを行うコントローラを利用する。

【0080】

コントローラは、必要とされる様々な機能を行うために、ソフトウェア及び/又はハードウェアを用いて多数のやり方で実現することができる。プロセッサは、必要な機能を行うようにソフトウェア (例えばマイクロコード) を使用してプログラミングされる1つ以上のマイクロプロセッサを使用するコントローラの一例である。しかし、コントローラは、プロセッサを用いて又は用いずに実現することができ、また、幾つかの機能を行う専用ハードウェアと、他の機能を行うプロセッサ (例えば1つ以上のプログラミングされたマ

50

マイクロプロセッサ及び関連回路)との組み合わせとして実現されてもよい。

【0081】

本開示の様々な実施形態において使用されるコントローラ構成要素の例としては、従来のマイクロプロセッサ、特定用途向け集積回路(AASIC)及びフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)が挙げられるが、これらに限定されない。

【0082】

様々な実施態様では、プロセッサ又はコントローラは、RAM、PROM、EPROM及びEEPROMといった揮発性及び不揮発性コンピュータメモリといった1つ以上の記憶媒体と関連付けられてよい。記憶媒体は、1つ以上のプロセッサ及び/又はコントローラ上で実行されたときに、必要な機能を行う1つ以上のプログラムがコード化されてよい。様々な記憶媒体は、プロセッサ又はコントローラ内に固定されていても、又は、そこに記憶されている1つ以上のプログラムをプロセッサ又はコントローラにロードすることができるように輸送可能であってもよい。

10

【0083】

開示された実施形態の他の変形態様は、図面、開示内容及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解され、実施される。請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを除外するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を除外するものではない。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。請求項における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

20

【図1】

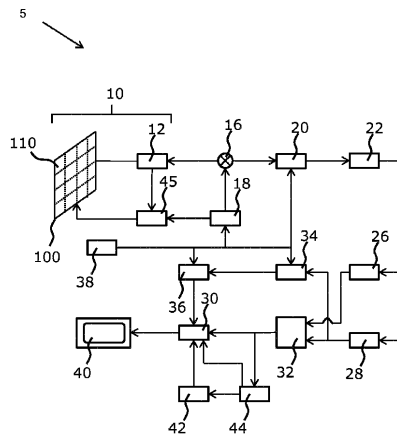


Fig. 1

【図2】

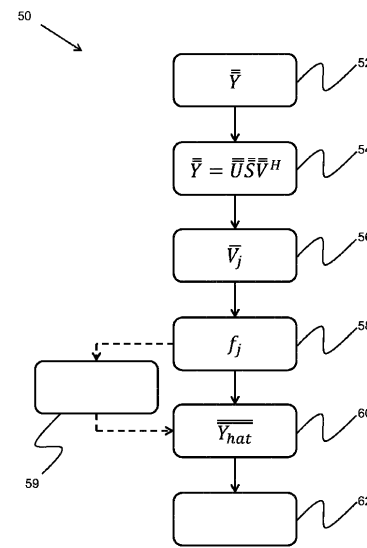


Fig. 2

【 図 3 】

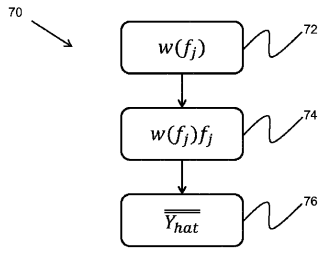


Fig. 3

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2017/080551
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. G01S7/52 G01S15/89 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01S A61B		
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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	MAULDIN F W ET AL: "The Singular Value Filter: A General Filter Design Strategy for PCA-Based Signal Separation in Medical Ultrasound Imaging", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 30, no. 11, 1 November 2011 (2011-11-01), pages 1951-1964, XP011379749, ISSN: 0278-0062, DOI: 10.1109/TMI.2011.2160075 abstract; figures 1,2,12 Sections II. to IV. ----- -/--	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
19 February 2018		27/02/2018
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  Zaneboni, Thomas

1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/080551

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>YU A C H ET AL: "1K-1 A New Eigen-Based Clutter Filter Using the Hankel-SVD Approach",            ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2006. IEEE, IEEE, PI,            1 October 2006 (2006-10-01), pages 1079-1082, XP031076481,            DOI: 10.1109/ULTSYM.2006.277            ISBN: 978-1-4244-0201-4            abstract; figures 1, 2, 4            Sections II and IV            -----</p>	1-14
A	<p>JUNSEOB SHIN ET AL: "Spatial Prediction Filtering of Acoustic Clutter and Random Noise in Medical Ultrasound Imaging",            IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING., vol. 36, no. 2,            16 September 2016 (2016-09-16), pages 396-406, XP055373354,            US            ISSN: 0278-0062, DOI:            10.1109/TMI.2016.2610758            the whole document            -----</p>	1-14

## フロントページの続き

(81)指定国・地域 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(72)発明者 ヴィニヨン フランソワ ガイ ジェラルド マリエ  
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 シン ジュン ソブ  
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 ファン シェン ウェン  
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 ロベルト ジャン ルック フランソワ マリエ  
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 DD18 DE01 EE04 EE07 JB30 JB34 JB41 JB49

专利名称(译)	超声图像杂波的滤波方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019535448A</a>	公开(公告)日	2019-12-12
申请号	JP2019528744	申请日	2017-11-27
[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	ヴィニヨンフランソワガイジェラルドマリエ		
发明人	ヴィニヨン フランソワ ガイ ジェラルド マリエ シン ジュン ソブ フアン シェン ウェン ロベルト ジャン-ルック フランソワ-マリエ		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/5269 G01S7/52077 G01S15/8977 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB49		
优先权	62/427204 2016-11-29 US 2016204209 2016-12-15 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种用于过滤超声图像杂波的方法。在该方法的第一阶段，捕获数据矩阵，其中数据矩阵包含与图像有关的信息，并对数据矩阵或从数据矩阵派生的矩阵执行奇异值分解 (SVD)。然后从数据矩阵的SVD获得空间奇异矢量，并从中估计平均空间频率。基于估计的平均空间频率和数据矩阵的SVD构造过滤的数据矩阵，并基于过滤的数据矩阵构造过滤的图像。

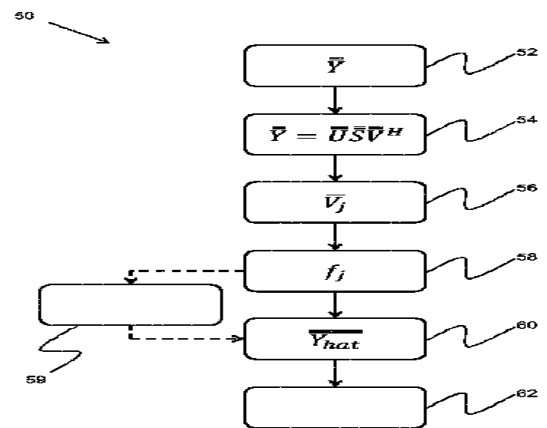


Fig. 2