

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6515095号
(P6515095)

(45) 発行日 令和1年5月15日(2019.5.15)

(24) 登録日 平成31年4月19日(2019.4.19)

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

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2016-522910 (P2016-522910)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成26年6月18日 (2014.6.18)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2016-523164 (P2016-523164A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成28年8月8日 (2016.8.8)		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
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/062359		
(87) 国際公開番号	W02014/207621		
(87) 国際公開日	平成26年12月31日 (2014.12.31)		
審査請求日	平成29年6月15日 (2017.6.15)		
(31) 優先権主張番号	61/840,696	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成25年6月28日 (2013.6.28)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 解剖学的にインテリジェントな心エコー検査法における肋骨妨害物描出

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ディスプレイと、イメージングプローブと、前記プローブを介して収集される超音波画像を前記ディスプレイ上に表すように構成されるビューレンダリングモジュールとを有するデバイスのための双方向視覚ガイダンスツールであって、前記ツールは、視野における妨害物に関するユーザナビゲーションのために構成され、前記ツールは、

前記妨害物を検出し、空間的に規定するように構成される妨害物モジュールと、

前記妨害物モジュールによる前記空間的規定を視覚的に表すインディシウムを、前記ディスプレイ上における共同視覚化のための前記超音波画像に、一体化するように構成される境界トラッキングプロセッサとを有し、

前記ツールは、前記妨害物に対して前記視野の動きによりダイナミックに前記インディシウムを動かすように構成される、双方向視覚ガイダンスツール。

【請求項 2】

前記画像を導出するために、前記プローブを介して、フォーカシング遅延が印加される画像データを受信するための複数のイメージングチャネルを更に有し、前記妨害物モジュールは、印加された前記遅延を伴う前記複数のチャネル上で受信される前記データの間の類似性の測定規準を計算するように更に構成され、前記規定は前記測定規準に基づいている、請求項 1 に記載のツール。

【請求項 3】

前記測定規準は、異なるアパーチャのビーム和データの間の相関を表し、前記複数のチャンネルは、前記アパーチャの間で分割される、請求項 2 に記載のツール。

【請求項 4】

前記アパーチャは、インタリービング相補形アパーチャである、請求項 3 に記載のツール。

【請求項 5】

前記チャンネルは、前記アパーチャの間でランダムに分割される、請求項 4 に記載のツール。

【請求項 6】

前記妨害物モジュールは、各々の方向における超音波ビームがブロックされるかを決定するように更に構成され、前記規定は、前記決定の結果に基づいている、請求項 1 に記載のツール。

10

【請求項 7】

前記画像を導出するために、前記プローブを介して画像データを受信するための複数のイメージングチャンネルを更に有し、前記妨害物モジュールは、前記複数のチャンネル上で受信される前記データのコヒーレンスの測定規準を計算するように更に構成され、前記方向の内の方向に対する前記決定は、前記方向における位置に対応する前記測定規準に基づいている、請求項 6 に記載のツール。

【請求項 8】

前記方向の内の方向に対する前記決定は、前記測定規準が計算された、前記方向において、前記測定規準は、少なくとも一つの所定の数の位置に対して、所定のレベルのコヒーレンスを示すかに基づいている、請求項 7 に記載のツール。

20

【請求項 9】

前記視野は、前記プローブにVの頂点を備えるV字形である、請求項 1 に記載のツール。

【請求項 10】

前記インディシウムは、線分のように形成される、請求項 1 に記載のツール。

【請求項 11】

前記プロセッサは、前記ディスプレイ上において共同視覚化のための前記超音波画像に、前記規定を視覚的に表す第二のインディシウムを一体化するように更に構成され、前記ツールは、前記妨害物に対して前記視野の動きによりダイナミックに前記第二のインディシウムを動かすように更に構成され、前記インディシウムは共同でV字形である、請求項 10 に記載のツール。

30

【請求項 12】

前記インディシウムは、前記妨害物の空間境界を表す、請求項 10 に記載のツール。

【請求項 13】

前記一体化は、前記画像に対して、前記インディシウムとして色を加える、請求項 1 に記載のツール。

【請求項 14】

前記画像は、円の扇形のように形成される、請求項 1 に記載のツール。

40

【請求項 15】

前記プローブはマトリックスプローブであり、前記視野は三次元であり、前記プロセッサは、同じプローブ位置に関して、他のインディシウムを、前記ディスプレイ上における共同視覚化のための他の画像と一体化し、前記他の画像は、前記超音波画像と異なるイメージング平面を表示し、前記ツールは、前記異なるイメージング平面における妨害物に対して、前記視野の動きにより、前記他のインディシウムをダイナミックに動かすように更に構成される、請求項 1 に記載のツール。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、視覚妨害物の空間的制限をトラッキングすること、特にこのようなトラッキングのための双方向視覚ガイダンスツールに関する。

【背景技術】

【0002】

成功する超音波スキニングは、ユーザのトレーニングと経験に強く依存する。心臓が肋骨及び肺組織によって囲まれていると、心エコー検査法スキニングは、特に困難になる。超音波は、（尖端ビューで典型的に遭遇される）石灰化された肋骨及び肺組織を、それら及び周囲の体組織の間の深刻な音響インピーダンス不整合のため、ほとんど透過し得ない。更に、肋骨における超音波吸収は、軟組織の吸収と比較して、かなり高い。アーチファクトを避けるために、ユーザは、プローブを正しい位置に位置させなければならず、すなわち、イメージングのために、良好な音響窓を見つけなければならない。従来、これは、単にリアルタイム超音波画像表示スクリーンに基づいてなされている。経験豊かなユーザは通常、画像劣化を認識し、プローブをより良好な位置に移動させることによって、それに応じて画質を改善することが可能であるが、あまり経験豊かでないユーザは、劣った視覚と手の協調関係及びアーチファクトのより少ない認識のために、不十分な画像を得るかもしれない。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

以下ここに提案されることは、上記の問題の一つ又はそれより多くに対処することに向けられる。

20

【0004】

未熟又はあまり経験豊かでないユーザが最適画質のためにプローブを位置させることをトレーニングすることができ、リアルタイムに、ガイドすることができるツールに対する必要性が存在する。未熟又はあまり経験豊かでないユーザが正しい位置にプローブを位置させることをトレーニングし、ガイドするため、画像上に重ねられる、逆向き「V」表示をもたらすことによって、ユーザを視覚と手の協調関係で支援することがここに提案される。例えば、「V」の2本の脚の各々は、肋骨による妨害物、例えば肋骨毎の1本の脚の端部を示す。「V」の2本の脚の各々は、妨害物に対するプローブの視野の動きにより、リアルタイムに動く。例えば、視野はプローブの動きによって動いてもよい。脚の動きは、脚の各々のリアルタイム回転としてオンスクリーンで見られてもよいので、それらは、それらの「V」字形が維持される間、現在オンスクリーンの超音波画像における非妨害物の現在の領域が何であれ構成し続ける。マトリックスプローブの場合、視野は、三次元であってもよい。マトリックスプローブ若しくは一次元、すなわち、1D、プローブの場合、視野は、イメージング平面内にもたらされてもよい。イメージング平面は、双方向フィールドバックがスクリーン上に現われる間、電子的に、又は手動操作制御の何れかによって回転させられてもよい。特に、回転は、各々のx-平面とアラインさせて、及びアラインさせないで、イメージング平面を回転させるようになされることが可能であり、インディシウムは、回転に従ってダイナミックに動く。一つより多くの超音波ビュー、及びそれぞれ一つより多くのインディシウム、例えば「V」脚、又はインディシウム対は、スクリーン上で、例えば並列に見え得る。特に、一つのイメージング平面における一つの画像及び同時に他のイメージング平面における他の画像、異なるイメージング平面若しくはx-平面、妨害物に対して視野における変化とともにダイナミックに動く両方の画像におけるインディシウムが、表示のためにもたらされてもよい。代わりに、インディシウムは、V-脚グラフィックオーバーレイの代わりに、又はV-脚グラフィックオーバーレイを補って、スクリーンに加えられるカラーリングであってもよいので、カラーリングは、例えば、スクリーン上で見られる妨害物の領域を通じて現われる。

30

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の局面によれば、双方向視覚ガイダンスツールは、ディスプレイ、イメージング

50

のプローブ、プローブを介して収集される画像をディスプレイ上において表すように構成されるビューレンダリングモジュールを含む装置向けである。本ツールは、視野の妨害物に関して、ユーザナビゲーションのために構成される。本ツールは、妨害物を検出し、空間的に規定するように構成される妨害物モジュール、及び規定を視覚的に表すインディシウムを、ディスプレイ上における共同視覚化のための画像に、一体化するように構成される境界トラッキングプロセッサを含む。本ツールは、妨害物に対して視野の動きによりダイナミックにインディシウムを動かすように構成される。

【0006】

下位態様として、画像は超音波画像を含む。

【0007】

更なる下位態様において、本ツールは、画像を導出するために、プローブを介して画像データを受信するためのイメージングチャネルを含む。チャネル上で受信され、もたらされているフォーカシング遅延を伴うデータに対して、データの間の類似性の測定規準が計算される。規定は測定規準に基づく。

【0008】

また更なる下位態様において、測定規準は、異なるアパーチャのビーム和データ間の相関を表し、チャネルはアパーチャの間で分割される。

【0009】

また更なる下位態様として、アパーチャは、インタリービング相補形アパーチャである。

【0010】

特に、なお更なる下位態様において、チャネルはアパーチャの間でランダムに分割される。

【0011】

他の下位態様において、各々の方向における超音波ビームはブロックされるかが決定され、規定は、決定の結果に基づいている。

【0012】

これの下位態様において、本ツールは、画像を導出するために、プローブを介して画像データを受信するためのイメージングチャネルを有する。複数のチャネル上で受信されるデータの coherence の測定規準が計算される。方向のための妨害物/非妨害物の決定は、その方向における位置のための測定規準に基づく。

【0013】

これの一つの更なる下位態様において、測定規準が計算されたその方向において、決定は、方向において、測定規準が少なくとも一つの所定の数の位置に対して所定のレベルの coherence を示すかに基づく。

【0014】

異なる下位態様において、視野は、前記プローブにおけるVの点を備えるV字形である。

【0015】

関連した下位態様として、インディシウムは線分のように形成される。

【0016】

これの一つの下位態様において、ディスプレイ上における共同視覚化のための画像に、規定を視覚的に表す第二のインディシウムが一体化される。本ツールは、妨害物に対して視野の動きによってダイナミックに第二のインディシウムを動かすようにさらに構成される。インディシウムは共同でV字形である。

【0017】

他の下位態様において、インディシウムは妨害物の空間境界を表す。

【0018】

他の下位態様として、一体化は、画像に対して、インディシウムとして色を加えることを含む。

10

20

30

40

50

【0019】

更なる下位態様として、画像は円の扇形のように形成される。

【0020】

さらに他の下位態様において、プローブは、三次元の視野を備えるマトリックスプローブである。同じプローブ位置に関して、他のインディシウムは、ディスプレイ上において共同視覚化のために他の画像と一体化され、二つの画像は異なるイメージング平面にもたらされる。本ツールは、各々の、異なるイメージング平野における妨害物に対して視野の動きにより、前記他のインディシウムをダイナミックに動かすように、さらに構成される。

【0021】

10

上記の下位態様として、他の画像及び前記画像は並列にディスプレイ上に表示される。

【0022】

特定の下位態様において、検出すること及び規定することは、前記妨害物の原因として、人間又は動物の肋骨に関する。

【0023】

特定の下位態様において、有効なデータを有する視野内における、サンプリングされた位置の比率が計算される。計算された比率のインジケータは、ディスプレイ上に示される。

【0024】

本ツールの一つのバージョンにおいて、視野はイメージング平面内にある。妨害物は、イメージング平面内におけるイメージングに関する。

20

【0025】

更なるサブバージョンにおいて、本ツールは、イメージング平面を各々のx-平面とアラインさせて回転させ、及びイメージング平面を各々のx-平面とアラインさせないで回転させるように構成され、回転によりダイナミックにインディシウムを動かすように構成される。

【0026】

なお更なるサブバージョンにおいて、イメージング平面は、妨害物をもたらし一つ又はそれより多くの肋骨を横切る。

【0027】

30

他の下位態様において、視野はプローブの視野である。

【0028】

新規のリアルタイム双方向視覚誘導技術の詳細が、以下の図面の補助によって以下に更に記載される。図面は、正しい縮尺では描かれていない。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明による超音波技術者双方向ガイダンス装置の概略図である。

【図2】本発明によるイメージング妨害物境界の例及び妨害物の方向を示す。

【図3】本発明によるコヒーレンスに基づく空間識別及び識別に基づくビュー妨害物境界線決定に関する、フローチャート及び式リストである。

40

【図4】本発明によるランダム相補型トランスデューサアレイアパーチャ及び視覚的な妨害物のトラッキング空間制限における使用を示す概念図である。

【図5】本発明による図1の装置の一つの実施例の全体的な動作のフローチャートである。

。

【図6A】本発明によるコヒーレンスマップ導出の例のフローチャートである。

【図6B】本発明による境界線決定の例のフローチャートである。

【図6C】本発明によるディスプレイ上における更新表示の例のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0030】

図1は、例示的及び非限定的な例によって、超音波技術者双方向ガイダンス装置100を示

50

す。装置100は、医用超音波装置104及び双方向視覚ガイダンスツール108を含む。妨害物モジュール112、境界トラッキングプロセッサ116、イメージングデータコヒーレンスプロセッサ120、及び表示制御回路124は、ツール108に含まれる。医用超音波装置104は、ディスプレイ128と、ビューレンダリングモジュール132と、システムコントローラ136と、メモリ140と、トランスデューサアレイ148を有するイメージングのプロープ144と、イメージングチャンネル152と、ビームフォーマ154及び156と、ユーザコントローラ160を含む。妨害物モジュール112は、妨害物を検出し、空間的に規定する。境界トラッキングプロセッサ116は、ディスプレイ128上における共同視覚化のための超音波画像に、妨害物モジュール112による空間規定を視覚的に表すインディシウムを一体化する。イメージングデータコヒーレンスプロセッサ120は、プロープ144の相補的アパーチャを介して得られるイメージングデータを相関させる。

10

【0031】

図2は、扇形の超音波画像204の表示、又は人間若しくは動物の皮膚150に対して、及び肋間に位置されるイメージングプロープ144を備えるトランスデューサアレイ148を介して得られるソノグラフを表す。イメージング平面は、プロープ144の視野216を部分的にブロックする肋骨208及び212を横切る。上記のように、画像204単体から、更なるグラフィックスなしで、妨害物は、未熟な臨床医にとって容易に識別され得ない。肋骨208及び212並びに／又は肺（図示略）は、イメージングの妨害物をもたらし。妨害物は、非妨害物の領域236の両側において、妨害物の領域228及び232によって特徴づけられる。心臓240のイメージングは、右側において示される肋骨212によって部分的に妨害される。オンスクリーンインディシウム244は、空間的に規定された妨害物を視覚的に表し、扇形又は扇形状の画像204の曲げられた部分に延在する線分のように形成され、共同視覚化のための画像上に重ねられる。視野216は、例えばプロープの動きによって、変化してもよい。変化の間、インディシウム244は、例えば、現在のオンスクリーン画像204の、右に示される肋骨212によって、イメージング妨害物を示し続けるようにリアルタイムにスクリーン上で円周方向に動く。特に、境界トラッキングプロセッサ116は、トランスデューサアレイ148のイメージングアパーチャに対して、右に示される肋骨212の左端部246の角度を見積もる。第二のインディシウム248も、左側において図2に示される肋骨208の右端部250に基づいて、リアルタイムに妨害物をトラッキングし、インディシウムは、プロープ144において「V」の点で形成される「V」を共同で保持する。「V」の2本の脚の外側に沿って走るハッシュマーク254は、妨害物の領域を示す。図2に示される肋骨208及び212は、スクリーン上に現われないが、その代わりに、それらの存在は、インディシウム244及び248によってトラッキングされる。図2に示される心臓240は、超音波イメージングに基づいてセグメントを表すために生成されるグラフィックとしてスクリーン上に現われ得る。又は心臓240は、超音波画像204の単なる部分としてスクリーン上に現われ得る。議論の焦点は、肋骨に基づく妨害物に関するが、妨害物は、肺組織に起因することも可能であり、トラッキングインディシウム244及び248は、妨害物の領域228及び232を自動的に構成する。

20

30

【0032】

チャンネルデータのコヒーレンスは、妨害物を検出するために用いられる。各々のチャンネルは、各々の固定トランスデューサ要素又は要素のパッチと関連する、各々の高周波データ強度を送る。超音波エコーが戻ると、要素に対するそれらの入力圧力は、高速かつ周期的にサンプリングされる。サンプルは、評価されているフィールドポイントの照準線移動時間ジオメトリによって、互いに対して遅延される。ここにおいて、「コヒーレンス」は、上記の受信フォーカシング遅延をもたらした後に、アレイの異なるチャンネルによって記録されるデータの間の類似性を意味する。

40

【0033】

コヒーレンスのゲージは、例えばYen他の米国特許出願公開No.2009/0141957に記載の、ビーム和データに基づくコヒーレンス推定方法であり、その全ての開示は参照によってここに取り入れられる。

【0034】

50

推定方法は、肋骨及び肺妨害物を検出するために調整されることが可能であり、二つのビームフォーマ154及び156を使って以下に示される。 $s_j(r, \theta)$ は、方向 θ における受信ビームに沿った、深度 r における（実数値の）チャンネルデータを意味し、そのデータは、フォーカシング遅延がもたらされた後に、 j 番目のチャンネルによって受信され、 C_1 及び C_2 は、第一及び第二のビームフォーマ154及び156においてそれぞれ使われるチャンネルのセットを意味する。 k 番目（ $k=1, 2$ ）のビームフォーマの出力は、 $b_k(r, \theta)$ であり、式は図3に示される。すべてのチャンネルデータ $s_j(r, \theta)$ がチャンネルの間で同じであるとき、 $b_1(r, \theta)$ 及び $b_2(r, \theta)$ は、 C_1 及び C_2 がどのように選ばれても、高い相関性を有するであろう。他方、チャンネルデータが、主にサイドローブ領域における散乱体によってもたらされるとき、 C_1 及び C_2 が適切に選ばれる場合、 b_1 及び b_2 間の相関はかなり低下させられることができる。 C_1 及び C_2 は相補的なインターリーピングアパーチャになり得る。要するに、 b_1 及び b_2 の間の相関に基づいて軸上の信号及び軸を離れた信号の間で区別することができる。相関器の出力は、図3にリストとして規定される $b_1(r, \theta)$ 及び $b_2(r, \theta)$ の相関係数 $\rho(r, \theta)$ であり、 w は、実対称重み付け関数である。それから、 $\rho(r, \theta)$ は、妨害物検出のために使われる平滑化相関マップ

10

$$\hat{\rho}(r, \theta)$$

を得るためにローパスフィルタリングされる。相関係数 $\rho(r, \theta)$ は、もたらされているフォーカシング遅延を伴って、イメージングチャンネル上に受信されるデータの間の、類似性の測定規準又はコヒーレンスの測定規準をもたらし。それは、アパーチャの間で分割されているイメージングチャンネルとともに、異なるアパーチャのビーム和データの間の相関を表す。以下に議論されるように、分割はランダムであってもよい。

20

【0035】

アルゴリズムのためのフロー図は、図3に示される。 $s_j(r, \theta)$ の合計は、 C_1 （ステップS310）のために取られ、 C_2 （ステップS320）のために取られる。それらは、平滑化相関係数マップ又は妨害物検出のために使われる「相関マップ」

$$\hat{\rho}(r, \theta)$$

30

を生成する（ステップS350）ためにローパスフィルタリングされる（ステップS340）相関係数 $\rho(r, \theta)$ を計算する（ステップS330）ために、相関される。各々妨害物及び非妨害物の間の空間境界としての役割を果たす、インディシア244及び248はそれから、逆「V」表示（ステップ360）における表示のために生成される。

【0036】

特定の例において、データは、80個のトランスデューサ要素を有するプローブを用いてパルス反転モードにおいて、32MHzのサンプリングレートで得られる。各々のフレームは44個のビームを有し、ビーム密度は0.4944ビーム/度である。中心周波数は、送信時及び受信時においてそれぞれ1.3乃至2.6MHzである。 $C_1 = \{20-22, 26-28, 32-34, 38-40, 44-46, 50-52, 56-58\}$ 及び $C_2 = \{23-25, 29-31, 35-37, 41-43, 47-49, 53-55, 59-61\}$ である。相関器で使われる重み付け関数 w は、51（軸方向又は r 方向で） $\times$ 1（横方向又は θ 方向で）ボックスカーであり、平滑化フィルタは501 $\times$ 3ボックスカーである。

40

【0037】

アパーチャの周期的構造のために、軸を離れた信号に対する相関係数 ρ の感度は、軸を離れた信号の方向で周期的に変化する。

【0038】

この周期性は、両方のアパーチャをなお相補的にし続ける間、サブアパーチャサイズをランダム化することによって軽減されることができる。言い換えると、チャンネルはアパーチャの間でランダムに分割される。

【0039】

50

ランダムな相補的アパーチャの例は、 $C_1 = \{21-22, 26-28, 30-31, 35, 37, 39, 41-45, 49, 51, 53, 57, 60-61\}$ 及び $C_2 = \{20, 23-25, 29, 32-34, 36, 38, 40, 46-48, 50, 52, 54-56, 58-59\}$ である。

【0040】

ビーム、従ってその方向がブロックされるかを確かめるため、深度72及び180mmの間で0.55より高い相関係数

$(\hat{\rho})$

でポイントの数でカウントされる。(32MHzのサンプリングレートで) ビームにおける少なくとも400ポイントが高いコヒーレンスを持っている場合、このビームは組織に透過するとみなされる。さもなければ、それは肋骨によってブロックされるとみなされる。

10

【0041】

深度範囲の上限は、重要でない。通常人間の肋骨の深度より非常に深い72mmは、高いコヒーレンス又は相関係数値が、複数の反射(又は反響)により、肋骨の右下の領域においてもたらされ、このような反射は深度とともに消失していく傾向があるため、下限として選ばれることができる。

【0042】

記載されるアパーチャは、フルのアパーチャの両端におけるチャンネルを含まない。アパーチャは、これらのチャンネルを含むように延在することができるが、大きなアパーチャが使われる場合、ブロックされたビームの数は低く見積もられ得る。これは、大きな相補的アパーチャの部分がブロックされない場合、相補的アパーチャ出力の相関係数はまだ高くなることのできるからである。

20

【0043】

図4は、ランダムな相補的なトランスデューサアレイアパーチャ及び視覚妨害物のトラッキング空間制限におけるそれらの使用を例示する。アパーチャ404 (C_1) は、第一のビームフォーマ154のためにセットされ、アパーチャ408 (C_2) は第二のビームフォーマ156のためにセットされる。イメージングチャンネル410は、水平軸に沿って表される。アパーチャ404及び408のビーム和出力は、異なるイメージング平面を表す、二つの、近接して表示されるソノグラフ428及び432上に重ねられるインディシア412、416、420、及び424を識別するために相関している。

30

【0044】

図5は、装置100の一つの実施例の全体的な動作のプロシージャ500を示す。装置100は、初期化の間、ランダムインタリービング相補的アパーチャのような、インタリービング相補的アパーチャのためにプリセットされる(ステップS510)。ステップS350の相関マップが生成される(ステップS520)。相関マップ

$\hat{\rho}(r, \theta)$

に基づいて、妨害物境界線がセットされる(ステップS530)。アパーチャセッティングは、表示のために超音波画像を得るために再びトグルされる(ステップS540)。表示は、視野216の動きに対して、ディスプレイをリフレッシュすることによって更新される(ステップS550)。プロシージャ500が継続される場合(ステップS560)、アパーチャセッティングは、(ランダム) インタリービング相補的アパーチャをもたらすために、再びトグルされ(ステップS570)、ステップS520における相関マップの導出に再び分岐される。

40

【0045】

図6Aは、ステップS520における相関マップ構造のより詳細な説明である。イメージングデータは、相補的アパーチャ404及び408のチャンネル410によって受信される(ステップS604)。フォーカシング遅延はチャンネルによってもたらされる。ビームフォーマ154及び156の各々は、これを別々に行う(ステップS608)。遅延データは、各々のビームフォーマ15

50

4及び156によってビーム和され、ビームフォーマ154及び156の一つのビーム和データは、相関係数 $\rho(r, \theta)$ を計算するために、他のデータに相関し、相関係数 $\rho(r, \theta)$ は、ビーム方向において横方向に、及び軸方向においてイメージング深度によってオーダリングされ、係数は、ステップS310-S350（ステップS612）において、マップ

$$\hat{\rho}(r, \theta)$$

を完成させるために、ローパスフィルタリングされ、平滑化される。

【0046】

図6Bは、ステップS530の境界線決定のより詳細な説明である。現在の方向及び現在のイメージング深度は、第一の方向及び第一の深度にそれぞれ初期化される。深度、方向、及びコヒーレンスカウントは、ゼロに初期化される（ステップS616）。完成されたマップにおける現在の相関係数 $\rho(r, \theta)$ が、所定の相関閾値（S618）を超える場合、所定のレベルのコヒーレンスは、その位置 (r, θ) に対して存在するとみなされ、コヒーレンスカウントはインクリメントされる（ステップS620）。何れかの事象において、次のイメージング深度が存在する場合（ステップS624）、深度カウントはインクリメントされ（ステップS628）、ステップS618に戻される。他方、次のイメージング深度が存在しない場合（ステップS624）、深度カウントはクリアされ（ステップS630）、コヒーレンスカウントが所定の制限閾値を超えるか、すなわち、現在の方向に沿った各々のイメージング深度のために十分な数の相関係数 $\rho(r, \theta)$ が、十分に高い相関を各々示すかは問い合わされる（ステップS632）。制限閾値が超えられる場合（ステップS632）、方向は制限されるとみなされる（ステップS636）。いずれの場合も、次の方向が存在する場合（ステップS640）、方向カウントはインクリメントされ（ステップS644）、ステップS618に戻される。さもないければ、次の方向が存在しない場合（ステップS640）、境界線は、妨害物を空間的に規定するために、最も左及び最も右に制限された方向においてセットされる（ステップS648）。図2における境界線はインディシア244及び248である。

【0047】

相関マップ

$$\hat{\rho}(r, \theta)$$

の線間処理の代わりに、画像は、分離物を阻止し、及び／若しくはエラーを抑制する拡大/エロージョンのような形態的な処理によって、又は画像によるマップから導出されることが出来る。処理後、インディシア244及び248は、出力領域を構成する線である。それらは、インディシアの外側にある、すなわち、ビームが、ビームに沿ってイメージングデータコヒーレンスの不足によって直ちに明示されるようにブロックされるビーム方向を、本来的にオンスクリーンでユーザに示すであろう。

【0048】

図6Cは、ステップS550でオンスクリーン表示を更新するか、又はリフレッシュする、より詳細な説明である。超音波画像204とインディシア244及び248との両方は、現在のオンスクリーンビューのために更新される（ステップS652）。ちょうど先行する更新から、視野216の動きは、プローブの動き又はイメージング平面の回転の何れかによって、もたらされ得る。それ故に、フレームバッファは、超音波画像をレンダリングするための、現在収集された超音波イメージングだけでなく、オーバーレイとしてのインディシア244及び248のようなグラフィックスによっても更新される。現在のオンスクリーンビューはそれに従って、それらの各々のインディシア244及び248を備える、一つ又はそれより多くの扇形の画像204を有してもよい。有効なデータを有する視野216内における、サンプリングされた位置の比率の進行中のインジケータも、現在の値にリフレッシュされた後、スクリーン上に表示される（ステップS656）。より特定されることに、ステップS620で繰り返しインクリメントされているコヒーレンスカウントは、比率を計算するために、サンプリングされ

た位置（ r 、 θ ）の総数によって除される。

【0049】

上記のコヒーレンス推定の代わりに、複素数値チャネルデータを処理することによって計算されるコヒーレンスファクタが使用される。ファクタは、

$$CF(r, \theta) \equiv \frac{|\sum_{j=1}^N S_j(r, \theta)|^2}{N \sum_{j=1}^N |S_j(r, \theta)|^2},$$

10

として規定され、 r はビーム方向に沿った深度であり、 θ はビーム方向であり、 $S_j(r, \theta)$ は、フォーカシング遅延がもたらされた後に j 番目チャネルによって受信される深度 r の複素数値チャネルデータであり、 N はチャネルの数である。分子における項

$$\sum_{j=1}^N S_j(r, \theta) \text{ (or } |\sum_{j=1}^N S_j(r, \theta)|)$$

は、ビームフォーミングした後であるが、スキャン変換及び対数関数的圧縮の前の、 r 及び θ の関数として画像を表す。一つのビームフォーマしか必要とされない。 $CF(r, \theta)$ は、上述したマッピング及びインディシウム決定において相関係数 $\rho(r, \theta)$ の代わりになる。

20

【0050】

上記の実施例において、連続超音波取得が、オンスクリーン表示の連続更新を伴うことは仮定される。代わりに、視野216が変わる時だけ、オンスクリーン表示は更新されることができる。このように、更新は、回転のような画像平面運動と同様、一体化された電磁（EM）センサーによって検出され得る運動をプローブすることに応じ得る。このようなEMセンサーの例は、スタントン他所有の米国特許第7,933,007号で見られ、全ての開示は参照によってここに取り入れられる。

【0051】

30

視野の妨害物に関してユーザナビゲーション用に構成される、イメージング収集及び表示システムのための双方向視覚ガイダンスツールは、妨害物を検出し、空間的に規定する。それも、共同視覚化のための画像に、規定を視覚的に表すインディシウムを一体化する。インディシウムは、妨害物に対する視野の動きによりダイナミックに動かされる。インディシウムは、線分のように形成されることができ、又は二つのインディシウムは、非妨害物の領域を構成するために、「V」字形で結合されることができる。規定は、各々の方向における超音波ビームがブロックされるかを決定することに基づいていてもよい。コヒーレンスの測定規準、すなわちチャネルデータの間の類似性が計算される、画像データを受信するためのイメージングチャネルは、画像を導出するために、いくつかの実施例に含まれる。方向のための決定は、その方向における位置のための測定規準に基づく。一つのアプリケーションは、標準的な心臓ビューを実現するために、ブロッキング肋骨の間で超音波プローブをナビゲートしている。

40

【0052】

診断心臓検査を、超音波検査において特にトレーニングされていない看護師又は他の臨床医によって実行できるようにすることに加えて、双方向視覚ガイダンスツール108は、未熟な音波検査者をガイドすることができる。上記の視覚フィードバックとともに、ツール108は、この目的又はこのモードのために、規則的な（グレイスケール）ソノグラフを特徴とすることができる。代わりに、ツール108の新たな視覚フィードバックは、トレーニングされたか又は経験豊かな音波検査者のワークフローをスピードアップすることができる。ツール108を含む、超音波技術者双方向ガイダンス装置100は、Radulescu他の「ポ

50

イントオブケアのための解剖学的インテリジェントな心エコー検査法」と題される特許出願において開示されるように、より包括的な双方向ガイダンス装置を含んでいてもよい。

【0053】

本発明を、図面及び上記説明において詳細に図示及び説明してきたが、こうした図示及び説明は、例解又は例示であって限定ではないと見なされるべきものであり、本発明は、開示されている実施形態に限定されない。

【0054】

例えば、「V」のハッシュマークの代わりに、外向きを指す矢が使用されてもよい。

【0055】

開示された実施形態に対する他の変形が、請求されている発明の実施において、図面、本開示、及び別記の請求項についての検討から、当業者によって理解され、達成され得る。請求項において、用語「含む」は、他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「一つの("a"又は"an")」は、複数を除外するものではない。請求項におけるいかなる参照符号も、その範囲を限定するものと見なされるべきではない。

【0056】

コンピュータプログラムが、光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切なコンピュータ読取可能媒体上に、瞬間的に、一時的に、又は長期間にわたって記憶されることができる。こうした媒体は、一時的な伝播信号ではないという意味に限って非一時的であり、しかしながら、例えばレジスタメモリ、プロセッサキャッシュ、RAM及び他の揮発性メモリなどの、他の形式のコンピュータ読取可能媒体を含む。

【0057】

単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に列挙された一つより多くの項目の関数を満たしてよい。特定の手段が互い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を使用しても利点を得られないことを示すものではない。

【図1】

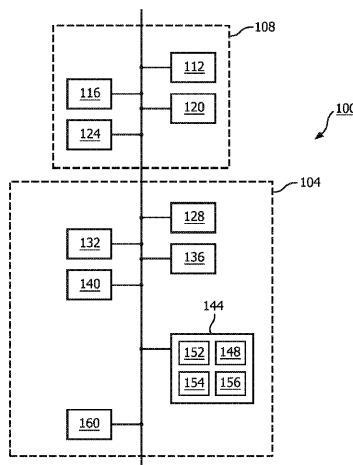


FIG. 1

【図2】

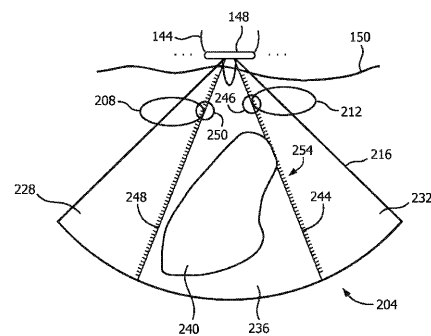
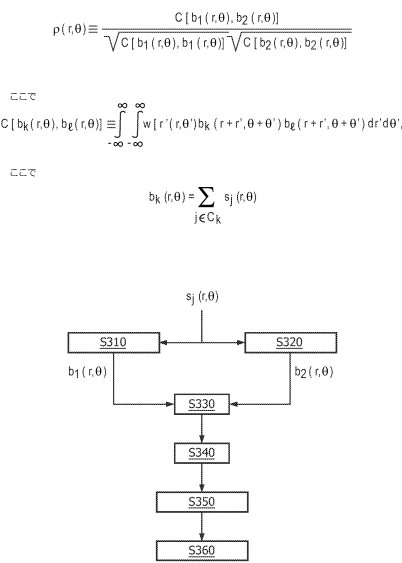
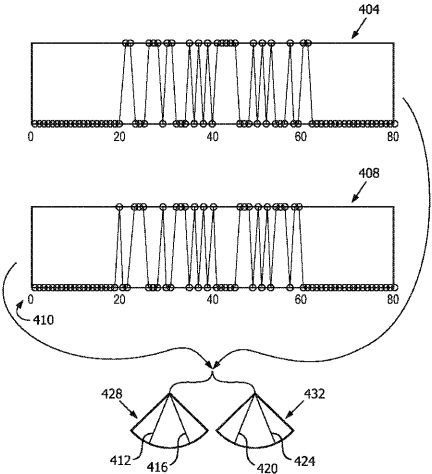


FIG. 2

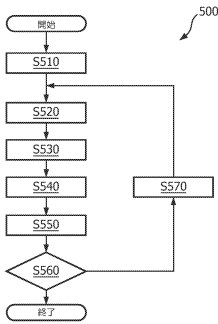
【図 3】



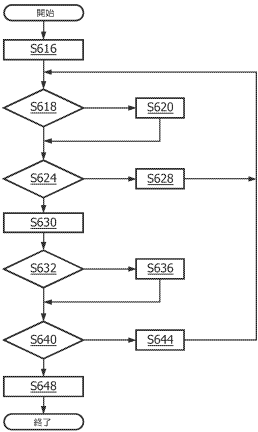
【図 4】



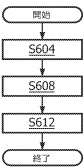
【図 5】



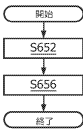
【図 6 B】



【図 6 A】



【図 6 C】



フロントページの続き

- (72)発明者 フアン 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 ラデュレス エミル ジョージ
 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 エルカンプ ラモン クイド
 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 ワン ショウガン
 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 シエール カール エルハルド
 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 プラター ディビッド
 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 特開2014-161478 (JP, A)
 特開2003-135459 (JP, A)
 特開2002-253548 (JP, A)
 特開2012-050551 (JP, A)
 特開2010-233961 (JP, A)
 米国特許出願公開第2012/0007863 (US, A1)
 特開平07-231892 (JP, A)
 米国特許第05640959 (US, A)
 特開2001-017399 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

专利名称(译)	解剖学智能超声心动图中的肋骨阻塞		
公开(公告)号	JP6515095B2	公开(公告)日	2019-05-15
申请号	JP2016522910	申请日	2014-06-18
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	フアンシェンウエン ラデュレスエミルジョージ エルカン普拉モンクイド ワンショウガン シエールカールエルハルド プラターディビッド		
发明人	フアン シェン-ウエン ラデュレス エミル ジョージ エルカン プラモン クイド ワン ショウガン シエール カール エルハルド プラター デビッド		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B6/5205 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/4488 A61B8/461 A61B8/483 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52047 G01S7/52085 G01S15/8927 G01S15/8977 A61B5/044 A61B8/0841 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/14		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	61/840696 2013-06-28 US		
其他公开文献	JP2016523164A JP2016523164A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于成像采集和显示系统的交互式视觉引导工具，被配置用于相对于视野障碍物216的用户导航，检测并在空间上限定障碍物。它可将可视地表示处方的标记244集成到用于共同可视化的图像中。标记通过视场相对于障碍物的移动而动态移动。标记可以形成为线段，或者两个标记244,248可以以“V”形连接以形成非干涉区域。该定义可以基于确定每个方向上的超声波束是否被阻挡。在一些实施例中包括相干性度量，即，用于接收图像数据的成像信道，其中计算信道数据之间的相似性，以导出图像。方向的确定基于该方向上的位置的度量。一种应用是在阻挡肋之间导航超声探头以实现标准心脏视图。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6515095号 (P6515095)
(45) 発行日 令和1年5月15日 (2019. 5. 15)	(24) 登録日 平成31年4月19日 (2019. 4. 19)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 15 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (65) 公表番号 (43) 公表日 (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2016-522910 (P2016-522910) 平成26年6月18日 (2014. 6. 18) 特表2016-523164 (P2016-523164A) 平成28年8月8日 (2016. 8. 8) PCT / IB2014 / 062359 W02014 / 207621 平成26年12月31日 (2014. 12. 31) 平成29年6月15日 (2017. 6. 15) 61 / 840, 696 平成25年6月28日 (2013. 6. 28) 米国 (US)	(73) 特許権者 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 5 6 5 6 アーエー アイ ンドフエン 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
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 解剖学的にインテリジェントな心エコー検査法における肋骨妨害物検出		