

(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2019-526350

(P2019-526350A)

(43) 公表日 令和1年9月19日(2019.9.19)

(51) Int.Cl. F 1 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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2019-511726 (P2019-511726)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年9月1日(2017.9.1)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 令和1年5月7日(2019.5.7)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/GB2017/052553</p> <p>(87) 国際公開番号 W02018/042191</p> <p>(87) 国際公開日 平成30年3月8日(2018.3.8)</p> <p>(31) 優先権主張番号 1614950.2</p> <p>(32) 優先日 平成28年9月2日(2016.9.2)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 英国 (GB)</p>	<p>(71) 出願人 512101187 ノルウェー ジャン ユニバーシティ オブ サイエンス アンド テクノロジー (エ ヌティーエヌユー) ノルウェー 7491 トロンヘイム セ ム サエランツ ヴァイ 14</p> <p>(74) 代理人 110001807 特許業務法人磯野国際特許商標事務所</p> <p>(72) 発明者 トルプ、ハンス ノルウェー王国、7071 トロントハイ ム、アルネビヴェーゲン 13</p> <p>(72) 発明者 レーブスタッケン、ラッセ ノルウェー王国、7030 トロントハイ ム、アベルス ゲート 2</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 流体流路の高解像度超音波画像の撮像方法

(57) 【要約】

開示される超音波撮像方法では、超音波信号が、生体(5)内に送信され、生体(5)内の流路に沿って流れる流体から反射され、第1の方向の解像度限界を有する超音波送受信機システム(1)によって受信される。上記信号は、連続する所定時間内の画像を表すデータを生成するために使用され、各画像が、反射された超音波信号内の干渉から生じるスペックルパターンを含む。ピーク鮮鋭化操作が前記画像データに適用され、一連の高解像度画像から成るシーケンスの一つを表すデータが生成される。それぞれの高解像度画像は、前記送受信機システム(1)の前記第1の方向における解像度限界よりも高精細な解像度を前記第1の方向に有し、ピーク鮮鋭化されたスペックルパターンを含む。前記高解像度画像から得られるピーク鮮鋭化されたスペックルパターンの重ね合わせによって、前記流体の流路の出力画像を表すデータを生成するために合成操作が適用される。

【選択図】 図1

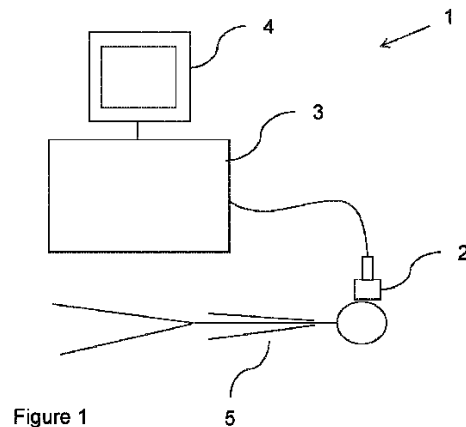


Figure 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波信号を生体へ送信するステップと、

前記生体内の流路に沿って流れている流体から反射された複数の反射超音波信号を、第 1 の方向の解像度限界を有する超音波送受信機システムを用いて受信するステップと、

受信した前記複数の反射超音波信号を用いて所定時間内の連続する複数の画像を表す画像データを生成するステップであって、各々の画像は前記流路に沿って流れている前記流体から反射された前記反射超音波信号内に干渉によって生じるスペックルパターンを含むステップと、

前記画像データに対してピーク鮮鋭化操作を行い、所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表す画像データを生成するステップであって、各々の高解像度画像は、前記超音波送受信機システムの前記第 1 の方向の前記解像度限界よりも高精細な前記第 1 の方向の解像度を有し、かつ、それぞれのピーク鮮鋭化されたスペックルパターンを含むステップと、

そして、

前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表す画像データに合成操作を適用し、前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像から、前記流体の前記流路が前記ピーク鮮鋭化されたスペックルパターンの重ね合わせによって表される出力画像を表すデータを生成するステップと、を含むこと

を特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 2】

前記流体が血液を含むこと

を特徴とする、請求項 1 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 3】

前記流体が超音波造影剤を含むこと

を特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 4】

前記所定時間内の連続する複数の画像を表すデータをリサンプリングして、前記画像データ内に追加の補間画素を生成するステップをさらに含むこと

を特徴とする、請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

【請求項 5】

クラッタフィルタを用いて前記連続する複数の画像を表す前記データをフィルタリングするステップをさらに含むこと

を特徴とする、請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

【請求項 6】

前記クラッタフィルタは、一つ又は複数の受信超音波信号から決定される周波数情報又は位相情報を使用して、静止している物質、又は、一つ又は複数の方向に閾値速度未満で移動している生体内の物質からの寄与成分を減衰させること

を特徴とする、請求項 5 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 7】

各々の高解像度画像の前記第 1 の方向の解像度が、前記超音波送受信機システムの前記解像度限界より少なくとも二倍高精細であること

を特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

【請求項 8】

前記超音波送受信機システムは、前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に第 2 の解像度限界を有し、各々の高解像度画像は前記第 2 の解像度限界よりも高精細な前記第 2 の方向の解像度を有すること

を特徴とする、請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

【請求項 9】

前記ピーク鮮鋭化操作は、前記画像データ内の画素値に非線形関数を適用するステップ

10

20

30

40

50

を含むこと

を特徴とする、請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

【請求項 10】

前記非線形関数の一次導関数は、前記ピーク鮮鋭化操作が前記画像データに適用される前に前記画像データ内に存在している画素値の範囲にわたって単調に増加すること
を特徴とする請求項 9 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 11】

前記ピーク鮮鋭化操作が、1 より大きい基底を有する冪関数を前記画像データの各画素値に適用するステップ、又は、1 より大きい基底を有する指数関数を前記画像データの各画素値に適用するステップを含むこと

を特徴とする、請求項 9 又は請求項 10 に記載の超音波撮像方法。

10

【請求項 12】

各々の高解像度画像内の複数の局所ピークにおける振幅の変動を低減するために、前記高解像度画像のデータに正規化操作を適用するステップを含むこと

を特徴とする、請求項 1 から請求項 11 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

【請求項 13】

前記正規化操作は、前記高解像度画像のデータ内の各画素の近傍の複数の画素の値に基づいて該高解像度画像のデータ内の各画素の値を増減するステップを含むこと

を特徴とする請求項 12 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 14】

前記正規化操作は、前記高解像度画像のデータ内の所定時間内にある複数の画像にわたって一つ又は複数の画素値を平均化するステップを含むこと

を特徴とする、請求項 12 又は 13 に記載の超音波撮像方法。

20

【請求項 15】

前記合成操作が、前記出力画像内の各画素について、前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像全体にわたって前記各画素の値の平均を計算するステップを含むこと

を特徴とする請求項 1 から請求項 14 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

【請求項 16】

連続する出力画像を表すデータを生成するステップと、前記連続する出力画像をビデオとして表示するステップと、を含むこと

を特徴とする請求項 1 から請求項 15 のいずれか一項に記載の超音波撮像方法。

30

【請求項 17】

各出力画像を生成するために使用される前記合成操作が、前記連続する複数の高解像度画像の加重平均を計算するステップを含み、前記連続する複数の高解像度画像の一つの画像に付与される重みが、前記連続する複数の高解像度画像の他の画像に付与されるどの重みよりも高いこと

を特徴とする請求項 16 に記載の超音波撮像方法。

【請求項 18】

入力部と処理サブシステムを含む超音波撮像システムであって、

前記入力部は、超音波送受信機システムから送られた画像データを受信し、該画像データは、第 1 の方向に最大解像度を有する所定時間内の連続する複数の画像を表し、各々の画像は、生体内の流路に沿って流れている流体から反射された反射超音波信号における干渉によって生じるスペックルパターンを含み、

そして、

前記処理サブシステムは、

前記画像データに対してピーク鮮鋭化操作を行い、所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表すデータを生成し、各々の前記高解像度画像の前記第 1 の方向の解像度は、前記第 1 の方向の前記最大解像度よりも高精細であり、各々の前記高解像度画像は、それぞれピーク鮮鋭化されたスペックルパターンを含み、そして、

前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表す前記データに合成操作を行い、

40

50

前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像から、前記流体の流路が、前記ピーク鮮鋭化されたスペックルパターンの重ね合わせによって表される出力画像を表すデータを生成すること

を特徴とする超音波撮像システム。

【請求項 19】

送信された超音波信号の特定の一組に対して、前記第 1 の方向に前記最大解像度に等しい解像度限界を有し、前記所定時間内の連続する複数の画像を表す前記データを生成する超音波送受信機システムをさらに含むこと

を特徴とする、請求項 18 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 20】

前記処理サブシステムは、さらに、受信した前記所定時間内の連続する複数の画像を表す前記データをリサンプリングして、前記画像データ内に追加の補間画素を生成することを特徴とする、請求項 18 又は請求項 19 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 21】

前記処理サブシステムは、さらに、クラッタフィルタを用いて受信した前記所定時間内の連続する複数の画像を表す前記データをフィルタリングすること

を特徴とする、請求項 18 から請求項 20 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 22】

前記クラッタフィルタは、一つ又は複数の受信超音波信号から決定される周波数情報又は位相情報を使用して、静止している、又は、一つ又は複数の方向に閾値速度未満で動いている生体内の物質からの寄与成分を減衰させること

を特徴とする、請求項 21 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 23】

各々の高解像度画像は、前記超音波送受信機システムの回折限界よりも少なくとも 2 倍細かい画素間隔を有すること

を特徴とする、請求項 18 から請求項 22 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 24】

受信した前記所定時間内の連続する複数の画像を表す前記データが、前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に最大解像度を有し、各々の高解像度画像の前記第 2 の方向における解像度は、前記第 2 の方向における前記最大解像度よりも高精細であること

を特徴とする、請求項 18 から請求項 23 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 25】

前記ピーク鮮鋭化操作は、前記画像データ内の複数の画素値に対して非線形関数を適用することを含むこと

を特徴とする、請求項 18 から請求項 24 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 26】

前記非線形関数の一次導関数は、前記ピーク鮮鋭化操作が前記画像データに適用される前に前記画像データ内に存在する画素の値の範囲にわたって単調に増加すること

を特徴とする請求項 25 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 27】

前記ピーク鮮鋭化操作が、前記画像データ内の各画素値に対して、1 より大きいべき指数を有する冪関数、又は、1 より大きい基底を有する指数関数を適用することを含むことを特徴とする、請求項 25 又は請求項 26 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 28】

前記処理サブシステムは、前記高解像度画像のデータに正規化操作を適用して、各々の高解像度画像内の複数の局所的ピークの振幅におけるばらつきを低減すること

を特徴とする、請求項 18 から請求項 27 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 29】

前記正規化操作は、前記高解像度画像のデータ内のそれぞれの画素の近傍にある複数の画素の値に基づいて前記高解像度画像のデータ内のそれぞれの画素の値を増減することを含

10

20

30

40

50

むこと

を特徴とする、請求項 28 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 30】

前記正規化操作は、前記高解像度画像のデータ内の所定時間内の複数の画像にわたって、一つ又は複数の画素の値を平均化することを含むこと

を特徴とする、請求項 28 又は請求項 29 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 31】

前記合成操作は、前記出力画像内の各画素について、前記連続する複数の高解像度画像全体にわたって、前記各画素の値の所定時間内の平均値を計算することを含むこと

を特徴とする、請求項 18 から請求項 30 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。 10

【請求項 32】

表示画面を含み、

前記処理サブシステムは、連続する出力画像を表すデータを生成し、前記表示画面に前記連続する出力画像をビデオとして表示すること

を特徴とする、請求項 18 から請求項 31 のいずれか一項に記載の超音波撮像システム。

【請求項 33】

各出力画像を生成するために使用される前記合成操作は、前記連続する複数の高解像度画像の加重平均を計算するステップを含み、前記連続する複数の高解像度画像中の一つの画像に付与される重みが、前記連続する複数の高解像度画像中の他の画像に付与される重みのどれよりも大きいこと

を特徴とする、請求項 32 に記載の超音波撮像システム。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波信号を用いて流体流路を撮像するための方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

静脈と動脈が血液を運ぶ画像を、二次元 B モード画像を使用して生成することが、医療用超音波検査の分野から周知になっている。さらに、これらの血管の中の血流速度に関する情報を決定するために、ドップラ処理を使用することができる。 30

【0003】

しかしながら、超音波走査の分解能は軸方向にも横方向にも限界があり、このため、従来の技術を用いて脳内微細血管のような、極小の流体流路を見ることは困難又は不可能である。横方向には、分解能は、超音波の回折によって制限され、 $(f \#) \times \lambda$ に等しくなる。ここで、 $f \#$ は深度と超音波トランスデューサの径との比（典型的には 1 ~ 5 の範囲）であり、 λ は送信時の波長である。送信周波数の選択は、探索深度と横方向分解能との間のバランスを表す。一般的な 8 MHz の超音波スキャナからの信号は、ヒト組織の中で約 0.2 mm の波長となる λ を有し、この結果、最大数 c mm の深度において約 1 mm 程度の横方向解像度が得られる。超音波をより高い周波数（例えば、40 MHz 以上）で送信することは、解像度を（例えば、約 0.1 mm まで）向上させることができるが、しかし、撮像深度を（例えば、わずか数 mm まで）低下させる。軸方向分解能はパルス長によって制限され、 $0.5 \times N_c \times \lambda$ に等しい。ここで、 N_c は送信パルスのサイクル数（一般的には 2 ~ 10 の範囲）であり、 λ は波長である。波長の短いパルスは軸方向分解能を向上（より高精細に）させるが、しかし、深い深度までは探査できない。この理由は、波長の短いパルスは受信機においてより高い帯域幅を必要とし、これによって熱ノイズレベルが上がるからである。 40

【0004】

微細血管は、直径が 10 μ m 未満である。サブミリメートル・レベルの血管を、組織表面から 10 mm より深い所で撮像するためには、通常、超解像画像化技術を使用することが必要である。このような超解像画像化技術では、超音波送受信機システムの固有の限界 50

よりも微細な横方向及びノ又は軸方向の解像度を有する画像を生成することができる。このような方法の一つは、非特許文献1に記載されている。この方法は、直径数 μm の気体のマイクロバブルから成る、超音波造影剤を血流中に注入するステップと、超高速のBモード撮像方法を使用して、個々のマイクロバブルからの単一エコーを検出するステップとを含む。連続する75,000個の画像フレームの組を、長期間、例えば150秒又は10分間かけて取得することができる。前記マイクロバブルは、超音波送受信機システムの回折限界よりも小さく、複数の点状散乱体として扱われる。(既知の)点像分布関数を使用して、各マイクロバブルの重心座標を、超音波システムの回折限界を超える横方向分解能で、各画像から計算することができる。次に、マイクロバブルの密度マップを、前記連続する複数の画像フレームの組から得た座標データを組み合わせることによって生成することができる。この密度マップによって元になった微細血管の構造が明らかになる。個々のマイクロバブルを複数の画像フレームにわたって追跡することにより、平面内の速度ベクトルを計算することもできる。

10

【0005】

しかしながら、そのような画像を取得するためには相当長い時間がかかるため、意識のある人や動物等の動いている被写体へ上述の技術を使用することは不適切である。この理由は、撮影中の被写体又は超音波トランスデューサのどのような動きによっても、出力品質が悪化するからである。さらに、造影剤の注入は、時間がかかり、安全に行うには熟練した臨床医又は技術者が必要である。造影剤の注入は、又、感染のリスクがあり、患者へ外傷を与える危険もある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第6,277,075号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Errico et al. "Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging", Nature 527, 499-502 (26 November 2015)

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、高解像度の画像を生成するための高速な方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、第1の態様に基づき、以下のステップを含む超音波撮像方法を提供する。

超音波信号を生体へ送信するステップと、

前記生体内の流路に沿って流れている流体から反射された反射超音波信号を、第1の方向の解像度限界を有する超音波送受信機システムを用いて受信するステップと、

受信した前記反射超音波信号を用いて所定時間内の連続する複数の画像を表す画像データを生成するステップであって、各々の画像は前記流路に沿って流れている前記流体から反射された前記反射超音波信号内に干渉によって生じるスペckルパターンを含むステップと、

40

前記画像データに対してピーク鮮鋭化操作を行い、所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表すデータを生成するステップであって、各々の高解像度画像は、前記超音波送受信機システムの前記第1の方向の前記解像度限界よりも高精細な前記第1の方向の解像度を有し、かつ、それぞれのピーク鮮鋭化されたスペckルパターンを含むステップと、そして、

前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表すデータに合成操作を適用し、前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像から、前記流体の前記流路がピーク鮮鋭化され

50

たスペckルパターンの重ね合わせによって表される出力画像を表すデータを生成するステップ。

【0010】

本発明は、第2の態様に基づき、以下のような入力部と処理サブシステムを含む超音波撮像システムを提供する。

前記入力部は、超音波送受信機システムからのデータを受信し、該データは、第1の方向に最大解像度を有する所定時間内の連続する複数の画像を表し、各々の画像は、生体内の流路に沿って流れている流体から反射された反射超音波信号の中の干渉によって生じるスペckルパターンを含み、

そして、

前記処理サブシステムは、

前記画像データに対してピーク鮮鋭化操作を行い、所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表すデータを生成し、各々の高解像度画像は、前記第1の方向に、前記第1の方向における前記最大解像度よりも高精細な解像度を有し、ピーク鮮鋭化されたスペckルパターンをそれぞれ含み、そして、

前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像を表す前記データに合成操作を行い、前記所定時間内の連続する複数の高解像度画像から、前記流体の流路が、前記ピーク鮮鋭化されたスペckルパターンの重ね合わせによって表される出力画像を表すデータを生成する。

【0011】

したがって、本願発明によれば、生体内を移動する流体からのスペckルパターンが、有効解像度の改善をすることができるピーク鮮鋭化操作を用いて鮮鋭化され、そして複数の画像フレームにわたって重ね合わせられることは、当業者には容易に理解できるであろう。それによって、前記流体流路を示す出力画像を、(少なくとも一方向の)解像度が前記データを生成した前記超音波送受信機システムの(前記一方向の)前記解像度限界よりも高精細な解像度で生成することができる。この高解像度の撮像は、連続する画像の非常に短いシーケンスの一つを使用して、上述した従来手法よりもはるかに迅速に行うことができる。上記手法をリアルタイムで実行して、ライブビデオを生成することさえできる。また、造影剤を生体内に注入する必要はない(しかし、注入することを禁止する訳ではない)。

【0012】

対象となる生体は人、動物、植物、又は他の任意の生体とすることができる。好ましい実施形態の組では、生体は人間の成人又は乳児である。流体は任意の液体又は気体とすることができる。流体は、好ましくは密度の異なる複数の領域を含む。流体は、媒体中に一つ又は複数の気体若しくは液体の気泡、又は固体粒子を含むことができ、該気泡又は固体粒子は第1の密度又は平均密度を有し、前記媒体は第2の異なる密度又は平均密度を有する。この場合、流体は、超音波によって映し出されたときに特徴的なスペckルパターンを呈する可能性がある。複数の好ましい実施形態では、流体は血液である。超音波が血液中の血液細胞を反映する前記方法によって、超音波を用いて撮像したときに、血液に対して特徴的なスペckルパターンを与えることができる。

【0013】

好ましい実施形態では、流体は血液だけである(すなわち、造影剤を含まない)が、いくつかの実施形態では、流体(例えば、血液)は、例えば医者が注入した、マイクロバブル又は粒子等の超音波造影剤を含むことができる。造影剤の使用は、血液からの信号の対ノイズ比を大きくすることができる。これは、マイクロバブルの非線形散乱特性を利用することによって行うことができ、周囲の組織からの信号を減衰させるための高域通過クラッタフィルタリングの必要性をなくすることができる。このことは、反射信号が弱い、非常に小さな血管を撮像するときに、特に有利である。

【0014】

流体の流路に制限はない(例えば、大きな流体領域内の乱流も可能)が、血管のような

10

20

30

40

50

管によって制限されることが好ましい。このような場合、流体の流路を撮像することは、管の内腔自体を撮像することと等しい。この管の壁の厚さが無視可能なくらい薄い場合、流体の流路を撮像することは管自体を撮像することと等しい。

【 0 0 1 5 】

出力画像を表すデータは、メモリに格納することができ、又は、ユーザに、例えば電子ディスプレイ、又は印刷した紙の上に表示することができる。

【 0 0 1 6 】

いくつかの実施形態では、超音波撮像システムの入力部は、（例えば、別個の超音波診断装置から出力された）一連の画像を表すデータを受信するために、USB接続、WiFi接続、又はイーサネット（登録商標）接続等の接続部を有する。他の実施形態では、超音波撮像システムは、好ましくは、超音波信号の特定の組（例えば、特定の周波数及び/又は特定のデュレーションを有する組）について、前記最大分解能に等しい前記第1の方向の分解能限界を有する超音波送受信機システムを有する。

10

【 0 0 1 7 】

超音波送受信機システムの解像度限界は、超音波送受信機システムの特定の構成に固有のものである。この解像度限界は、例えば、送信された超音波信号の周波数及び/又はデュレーションに依存する。これらのパラメータは可変、例えばユーザにより設定可能である。

【 0 0 1 8 】

前記解像度限界は、軸方向又は長手方向の限界の場合があり、又は、角度方向又は横方向の限界の場合がある。該解像度限界は、送信した超音波信号に対する送受信機システムの回折限界の場合がある。高解像度撮像は、超解像撮像とすることができる。解像度限界は直角座標系（例えば、走査結果変換ステップの後の直線状の幅又は高さ）において決定することができるが、超音波送受信機システムの固有の座標系（例えば、走査結果の任意の変換前の角度距離又は軸方向距離）において決定することが好ましい。本明細書においては、超音波撮像システムの解像度限界に関する言及は、超音波撮像システムによって超音波送受信機システムから受信したデータの最大解像度と等価に扱うことができることを理解されたい。

20

【 0 0 1 9 】

いくつかの実施形態では、超音波送受信機システムは、それぞれ異なる方向における2つの、互いに異なる分解能限界（例えば、軸方向の分解能限界及び角度方向の分解能限界）を有することができる。この場合、各々の高解像度画像は、好ましくは、（第1の方向とは異なる）第2の方向に第2の解像度を有し、該第2の方向における前記送受信機システムの第2の分解能限界よりも高精細である方がよい。

30

【 0 0 2 0 】

いくつかの実施形態では、ピーク鮮鋭化操作は、撮像平面内で、流体の流路に対して垂直な方向に画像データの解像度を高める。流路が撮像平面内で完全に軸方向又は完全に横方向に延びていない場合、この操作は軸方向及び横方向の両方における解像度を高める。

【 0 0 2 1 】

いくつかの実施形態では、超音波送受信機システムは三次元画像データを生成することができる。ピーク鮮鋭化操作を三次元画像データに適用して、3D高解像度画像の一つのシーケンスの一つを表すデータを生成し、各々の3D高解像度画像の前記第1の方向における解像度を前記超音波送受信機システムの前記第1の方向の解像度限界よりも精細にすることができる。各々の3D高解像度画像は、前記第1の方向とは異なるさらに別の方向の解像度を有し、該別の方向の解像度は、超音波送受信機システムの前記別の方向の解像度限界よりも精細にすることができる。前記さらに別の方向は、好ましくは横方向である。各々の高解像度画像は、好ましくは、前記第1の方向及び前記さらに別の方向とは異なる第2の方向の解像度を有し、該第2の方向の解像度は、前記超音波送受信機システムの前記第2の方向における解像度限界よりも精細である。いくつかの実施形態では、前記さらに別の方向の解像度限界は、前記第1の方向の解像度限界と等しくことができ、又

40

50

は前記第2の方向の解像度限界と等しくすることができる。これは、例えば、2つの直交する横軸が共通の解像度限界を有する場合にあたる。

【0022】

超音波撮像システムは、所定時間内の連続する複数の画像を表す前記データを生成するように構成することができる。このとき、入力は、超音波送受信機システムと処理サブシステムとの間の、撮像システム内の内部インターフェースの一部を形成することになる。超音波撮像システム又は超音波送受信機システムは、超音波信号を生体内に送信するために一つ又は複数の超音波トランスデューサを含むことができる。超音波送受信機システムは、生体内の流路に沿って流れる流体から反射された超音波信号を受信するために一つ又は複数の超音波トランスデューサを含むことができる。超音波送受信機システムは、受信した超音波信号を表すデータから、例えば、一つ又は複数の超音波トランスデューサからのアナログRF信号から、画像の時系列シーケンスの一つを表すデータを生成するためのプロセッサ又は他の手段を含むことができる。このプロセッサ又は他の手段は、前述の処理サブシステムの一部、又は該処理サブシステムとは別のものとして行うことができる。超音波撮像システムは、超音波を送信及び/又は受信するための一つ又は複数の超音波トランスデューサを有する携帯式スキャナ装置を含むことができる。超音波撮像システムは、LCDモニタ等の電子ディスプレイを有することができる。

10

【0023】

所定時間内の連続する複数の画像を表すデータは、好ましくは、振幅情報を含む。振幅情報は従来技術を用いて取得することができる。スペックルパターンは、散乱した波面間の強め合う干渉と弱め合う干渉によって、前述のような画像内に常に発生する。しかし、従来から、スペックルは望ましくないノイズと考えられている。スペックルを除去するシステムもある。逆に、本発明はスペックルパターンを積極的に利用して超解像撮像を実現する。

20

【0024】

スペックルパターンは、従来は、スペックルパターンの移動を時系列で追跡することによって生体内の組織の動きを分析するために使用されてきた。しかしながら、前述のような動きの解析は本願発明とは全く異なっており、本願発明は流路の超解像画像の生成に関する。例えば、標準的な解像度の画像で(すなわち、高解像度の画像ではない)血流を視覚化するためにスペックルパターンを使用することは特許文献1に記載されており、この特許文献1では、処理されたスペックルパターンを組織の従来画像と組み合わせて表示する。

30

【0025】

画像のシーケンスの一つを時系列で表すデータは、好ましくは一組の値、好ましくは画素値の配列を表す一組の値を含む。各画素は、超音波送受信機システムからの信号の振幅値を表すことができる。複数の画素を(例えば、走査変換工程の後では)長方形にすることができるが、好ましくは、送受信機システムの幾何形状によって決定される形状を有することができる。例えば、各画素は平行四辺形又は環状扇形である。画像データは、ビーム成形され、かつ複素復調されたI/Qデータサンプルから導出することができる。あるいは、前記処理は、複素復調されていない実数値のRFデータに対して実行することもできる。受信した超音波信号は、周波数又は位相に関するデータを生成するために使用することもできる。この周波数又は位相に関するデータは、画像データのドップラベース処理に使用することができる。

40

【0026】

高解像度画像の第1又は第2の方向における解像度は、一对の隣接する画素間の最小間隔、最大間隔、又は平均間隔とすることができる。方向と間隔は、適切な座標系、例えば、送受信機システムの固有座標系、又はデカルト座標等の座標系において与えられる。前記画像データ内の少なくとも一つの方向に対しては、画素間隔は均一であることが好ましい。

【0027】

50

データに対するピーク鮮鋭化は、非線形圧縮（例えば、対数圧縮）、ダイナミックレンジ調整、画素値の量子化、走査変換、又は他のディスプレイ・レンダリング処理等の操作がデータに対して行われる前に行われ、この段階で振幅情報が失われないようにすることが好ましい。本明細書において「画素」及び「画像」と言及する場合、上述のような操作が既に前記データに適用されていることを必ず示唆しているわけではない。

【0028】

画像データは、画像データを生成するために使用された前記処理の少なくとも一部の操作の間、第1及び/又は第2の方向において、超音波送受信機システムの解像度限界よりも、それぞれの方向に2倍以上の倍率（例えば、10、20倍、又はそれ以上の倍率）だけ高精細な解像度（例えば、画素間隔）を有することが好ましい。特に、ピーク鮮鋭化操作の後の高解像度画像データは、好ましくは、超音波送受信機システムの解像度限界よりも2倍、10倍、20倍、又はそれ以上高精細な解像度を有する。

10

【0029】

画像データにおける上述のようなオーバーサンプリングは、本来、送信する超音波信号に対する空間分解能が、超音波送受信機システムの回折で制限される要素よりも高い空間分解能で測定結果を出力するビームフォーマを使用することによって実現することができる。しかしながら、他の実施形態では、超音波撮像システムは、受信した画像データを処理して（例えば、画像データをリサンプリングすることによって）、画像データ内に追加の補間画素を生成する。この処理は、例えば、（処理サブシステム内で）ピーク鮮鋭化操作を画像データに適用する前に、又はピーク鮮鋭化操作の一部として、行うことができる。任意の適切な公知の補間方法を使用することができる。画像データ内の前記追加の補間画素は、後続の画像処理操作において超解像出力画像を生成することに役立つ。

20

【0030】

所定時間内の連続する複数の画像は、任意の適切なフレームレート、例えば、100 Hz以上1000 Hz以内、又はそれ以上のレートにすることができる。前記フレームレートは、撮像対象の流体の典型的な速度に基づいて決めることができる。前記フレームレートは、ユーザ入力によって決定することができる。同様に、前記所定時間内の連続する複数の画像の画像フレームの数は、撮像対象によって変化してもよいし、又は、ユーザ設定可能にしてもよい。

【0031】

前記画像の時系列シーケンスの一つを表すデータは、好ましくは、フレーム間高域通過パスフィルタ、すなわちクラッタフィルタでフィルタリングされる。このフィルタリングは、好ましくは、ピーク鮮鋭化操作が画像データに適用される前に、好ましくは処理サブシステムによって実行される。前記フィルタリングは、生体内で静止又はゆっくりと（例えば、一つ又は複数の方向に閾値速度未満で）動いている生体内の物質、例えば、血管の壁、又は、筋肉、脂肪等の物質による寄与成分を減衰させる。画像データの前記フィルタリングは、フィルタリングしなければ、移動する流体の超解像画像を毀損する恐れがある静止又は低速移動しているクラッタを削減又は除去することができる。このことは、一般的に、スペckルパターンが生体内のいくつかの静的反射体からの信号と比較して相対的に微弱であるため、有用である。上記のようなフィルタリングは、造影剤を使用しないときに特に有用である。

30

40

【0032】

従来から存在するクラッタフィルタは、どれでも使用することができる。前記クラッタフィルタリングは、一つ又は複数の受信超音波信号から決定される周波数又は位相に関する情報（例えば、ドップラシフト情報）を使用することができる。一組の実施形態において、一つ又は複数のパワードップラ画像を表すデータが生成される。画像面に垂直な方向の動きがゼロ、又は、ほぼゼロであるものを表す画素値をフィルタに通すときに、前記画像面に平行に移動する流体に関する有用なデータまで除去する可能性があるため、この有用なデータを減少させないように注意する必要がある。血液の場合には、血液細胞の三次元形状は、典型的には、血液の流れの方向に垂直な非ゼロのドップラ応答を返し、この応

50

答を利用して、例えば前記ドブプラ応答の速度より遅い速度で動く組織からの信号だけを減衰させるようにクラッタフィルタを調整することによって、血液からの信号が除去されることを防ぐことができる。

【0033】

他の実施形態では、フィルタリングは、ドブプラシフト情報に基づかずに、画像シーケンスの所定時間における高域通過フィルタリングのステップを含むことができ、例えば、フレーム間の差分処理を使用して変化の遅い情報を画像シーケンスの一つから除去するステップを含むことができる。しかしながら、好ましくは、より高精度なクラッタフィルタリング手法を、追加して、又は代替的に使用することができる。

【0034】

フィルタは、閾値速度未満の速度で動く物質からの信号を減衰させ、閾値速度より速い速度で動く物質からの信号は減衰させないようにできる。このような閾値速度は、明示的に（例えば、ユーザ設定可能な、デジタルメモリに格納される値に基づいて）設定することができるか、又は、フィルタリング操作中に、例えば、組み込みの又は条件に応じて調整可能な遮断条件に基づいてクラッタフィルタを適用して、必然的に決まる場合がある。閾値速度は、画像面内の動き、又は画像面に垂直な動き、又は他の任意の方向の速度成分、又は三次元の実際の速度に適用することができるか、かつ、生体内の他の場所、又は、携帯式スキャナ装置のような、超音波送受信機システムの構成要素に対して、独立して又は相対的に適用することができる。

【0035】

ピーク鮮鋭化操作は、画像データを生成するために使用される超音波送受信機システムの解像度限界よりも高精細な解像度で出力を生成することにより、画像データの有効解像度をあげることができる。ピーク鮮鋭化操作は、入力された複数の画素値に基づいて（例えば、複数画素入力ウィンドウに作用して）一つの出力画素値を算出することができるが、複数の実施形態の好ましい組では、他の画素には無関係に画像データの各々の画素に作用する。

【0036】

ピーク鮮鋭化操作は、（オーバーサンプリングされた）画像データ内の画素値（すなわち振幅値）に非線形関数を適用するステップを含むか、又は非線形関数から構成されることが好ましい。このピーク鮮鋭化操作は、好ましくは、非極値（好ましくは比較的小さい値）を増幅するよりも、画像データ内の極値（好ましくは比較的大きい値）を大きく増幅する。

【0037】

前記関数は、冪関数又は多項式関数、例えば $f(x) = a + b \cdot X^n$ とすることができ、ここで、べき数の n は 1 より大きい方が好ましい。前記関数は指数関数、例えば $f(x) = a + b^x$ 、すなわち、指数項を含むことができ、ここで、基底 b は好ましくは 1 より大きい値である。前記関数の一次導関数は、ピーク鮮鋭化操作を画像データに適用する前に画像データに存在していた画素値の範囲にわたって単調増加することが好ましい。

【0038】

いくつかの好ましい実施形態では、ピーク鮮鋭化操作は、画素の強度値に冪関数を適用する処理、たとえば、各画素値を元の画素値の 8 乗に置き換える処理 ($y = x^8$) を含む。8 乗の冪関数は、血管を撮像するときに特に良い結果が得られることがわかっている。しかしながら、もちろん、2、4、6、10、12、又はそれ以上の指数、又は 2 から 12 の範囲内にある他の指数を使用することも可能である。他の非線形関数を使用することもできる。例えば、元の値が閾値レベルを超える前記画素の値を増加させる量を、元の値が閾値レベルより低い前記画素の値を変更する量より大きくする（例えば、閾値レベルより低い画素は元のままにおいておき、閾値レベルを超える前記画素を線形係数によって増加させる）ような関数を使用することができる。

【0039】

ピーク鮮鋭化操作に加えて、合成操作を（正規化された）データに適用する前に、かつ

10

20

30

40

50

、好ましくは処理サブシステムにより、正規化操作を高解像度画像データに適用することが好ましい。該正規化操作は、好ましくは、画像データから成る一つの画像フレーム内の複数の局所的ピーク値の大きさのばらつきを低減する（すなわち、各々の画像における最も大きい局所最大値と最も小さい局所最大値との間の差を小さくする）。この正規化操作は、好ましくは、ピーク鮮鋭化操作の後に、すなわち高解像度画像データに対して実行される。このようにして、比較的弱いピークを、比較的強いピークに対して相対的に強調することができる。これによって、より多くのピーク値を、結果として得られる出力画像に反映させることが可能になる。

【0040】

正規化操作は、好ましくは、画像データ内の複数の画素の値を、各々の画素の近傍（核）にある複数の画素の値に基づいて増減するステップを含む。複数の実施形態の好ましい組の一つでは、高解像度画像データ内の各画素の値を、該画素の近傍にある前記高解像度画像データ内の複数の画素の値の代表値（平均値、又は中央値、オプションで一つの重みパターンに応じて重み付けした値）で除算する。前記近傍の大きさ又は形状は一定にすることができる。重みパターンは、前記近傍にある各画素に対して増減の重み付けをすることができる。例えば、分離可能又は放射型の二次元ハミング窓を表す重みを使用することができる。

10

【0041】

前記近傍は、円形等の任意の適切な形状にすることができるが、計算効率を考慮して、好ましくは長方形（例えば正方形）にする方がよい。前記近傍は、任意の適切なサイズにすることができるが、好ましくは、少なくとも一つの方向において、超音波送受信機システムの解像度限界とほぼ同じ大きさにする方がよく、例えば、前記解像度限界の3分の1、2分の1、若しくは、4分の3以上、かつ/又は、前記解像度限界の125%未満、2倍未満、若しくは3倍未満の最大寸法（例えば幅）にすることが好ましい。前記解像度限界とほぼ同じ大きさのカーネルを使用してデータを正規化することによって、次の合成操作をデータに適用した後に、血流の非常に鮮明な画像が得られることがわかった。

20

【0042】

いくつかの実施形態では、前記正規化操作は、所定時間内の複数の画像フレームにわたって一つ又は複数の画素値を平均するステップを含むことができる。例えば、一つの画素の近傍の平均値は、その平均値によって画素値を増減する前に、連続する2つ以上の画像にわたって平均化することができる。これは、画像シーケンスの一つにおけるちらつき防止に役立ち、特に、複数の出力画像をビデオとして生成、表示する場合に望ましい。

30

【0043】

重要なことは、ピーク鮮鋭化操作及びオプションの正規化操作は、対数圧縮又は量子化されたデータではなく、生の振幅データに直接適用することが好ましいことである。したがって、ピーク鮮鋭化操作及び正規化操作は、ビットマップ画像のような、サイズ調整され量子化された画素データに適用される従来の画像処理操作とは、全く異なっている。

【0044】

前記合成操作は、好ましくは、出力画像内の各画素について、所定時間内の連続する複数の高解像度画像の全体又は一部分にわたって存在する、その各画素の複数の値の代表値（平均値又は中央値、又は、オプションでそれらを重み関数によって重み付けした値）を計算するステップを含む。出力画像内の一つの画素の値は、この代表値と等しくすることができる。代替的には、前記代表値を使用して、一つ又は複数の追加の演算を適用して、前記出力画像を表すデータを生成することができる。例えば、前記データは、ディスプレイ上にレンダリングするために、対数圧縮、及び/又はダイナミックレンジ調整、及び/又は空間的な拡大若しくは縮小、及び/又は量子化することができる。

40

【0045】

ピーク鮮鋭化された複数のスペckルパターンを、所定時間内の平均を使用して重ね合わせることにより、流体の流路が出力画像内で見えるようになる。これは、夜空の長時間露光写真が地球の自転による星の流路を示し、又は滝の長時間露光写真がその流れの流路

50

を強調することと同様な手法である。

【 0 0 4 6 】

この重ね合わせ効果は、流体が画像面と略平行に流れるときにフレーム間で比較的一定のスペックルパターンを示す、血液のような特定の流体に対してさらに高めることができる。この場合、前記合成操作によって、出力画像内にスペックルの軌跡を生成し、血管に沿った流れの定性的に表示することによって画像の有用性を高めることができる。いくつかの実施形態では、複数のフレームにわたって一つ又は複数の要素の動きを追跡することに基づき、速度解析操作を実行して、スペックルパターン内の流体の速度又は速度ベクトルについての定量的推定値を決定することができる。他の実施形態では、速度情報はドップラ周波数シフト情報に基づいて決定することができる。速度情報は、取得する方法に関係なく、例えば色の重ね合わせとして、出力画像内に反映することができる。

10

【 0 0 4 7 】

熱ノイズは、流体のスペックルパターンに類似したスペックルパターンを作り出す可能性があるが、典型的には流体のスペックルパターンより小さい振幅を有するパターンである。熱ノイズのスペックルパターンはフレームごとに独立しているので、所定時間内の平均化によって熱ノイズのスペックルパターンは減衰するので、出力画像内の流体流路と容易に区別することができる。

【 0 0 4 8 】

ノイズは、前記出力画像を従来技術のパワードップラ画像と組み合わせることによって（例えば、2個の画像内に存在する各々の画素の平均値を求めることによって）、さらに低減することができる。この理由は、パワードップラ画像ではノイズの値が小さいからである。

20

【 0 0 4 9 】

いくつかの実施形態では、連続する出力画像フレームを生成することができる。これらの画像フレームは、例えばディスプレイスクリーン上にビデオとして表示することができる。フレーム間のスペックルパターンがある程度一致している状態においては、前記合成操作は、各出力画像フレームについて、複数の高解像度画像から成る一つのシーケンスの中にある、前記各出力画像フレームを生成するために使用される一つの画像に、該シーケンスの中にある他のどの画像よりも高い重みが与えられるように実行される。好ましくは、この画像は、各々の出力画像フレームに対し、前記シーケンスの一つの中で同じ位置になる（例えば、常に、前記高解像度画像のシーケンスの一つの真ん中の画像になる）。このようにして、ビデオの各フレームにおいて、スペックルパターンの鮮明なビューが、前記スペックルパターンの所定時間内の平均のぼやけたパターンに重ね合わされる。前記ぼやけたパターンは前記ビデオ内の血管の形状を正確に表示し、一方、前記スペックルパターンの連続するクリアなビューは、ビデオを見ている人に、血管に沿って流れる流体の動きを表示する。これは臨床医に対し、血管を見るための特に有用な方法を提供することができる。

30

【 0 0 5 0 】

フィルタリング操作、ピーク鮮鋭化操作、正規化操作、及び合成操作は、別個の操作として説明してきたが、単一のアルゴリズム、機能、又は処理ブロックによって、これらの操作のうち2つ以上を実行することができることが、わかるであろう。いくつかの数学関数によって、これらの操作の2つ以上を単一の操作にまとめることができる。理解を容易にするために、これらの操作を特定の順序で実行するように説明したが、実際には、条件によって適切な場合には、異なる順序で実行してもよく、2つ以上の操作を並行して実行することもできる。

40

【 0 0 5 1 】

当業者には理解されるように、超音波撮像システム、及びその処理サブシステムは、一つ又は複数のプロセッサ、DSP、ASIC、揮発性メモリ、不揮発性メモリ、入力、出力等を含むことができる。前記操作のうちいくつか又はすべては、メモリに格納され、前記処理サブシステム内の一つ又は複数のプロセッサ上で動作するソフトウェアによって

50

、又はその制御下で実行することができる。超音波撮像システムは、単一の装置にすることができ、又は、分散させることができ、例えば、一つ又は複数の操作を生体から離れた、リモートサーバ等で実行することができる。前記操作は必ずしも互いに時間的に近接して実行する必要はない。特に、超音波信号は、第1の時間に取得され、その後、数日経った後の時間に処理することができる。

【0052】

本明細書に記載した、いずれの発明の態様又は実施形態の特徴も、適切な条件の下で、本明細書に記載した、発明の他のいずれの態様又は実施形態にも適用することができる。異なる実施形態又は実施形態の組を参照する場合、これらは必ずしも区別されるわけではなく重複してもよいことを理解されたい。

10

【図面の簡単な説明】

【0053】

本発明の特定の好ましい実施形態のいくつかを、ほんの一例として、添付の図面を参照して説明する。図面には以下がある。

【図1】本発明による実施形態の走査システムの概略図である。

【図2】従来のパワードップラ画像を示す図である。

【図3】従来の連続するパワードップラ画像の所定時間内の平均を示す図である。

【図4】本発明による実施形態の走査システムによって生成された高解像度画像を示す図である。

【図5】本発明による実施形態の走査システムによって生成された、連続する高解像度画像の所定時間内の平均を示す図である。

20

【図6】パワードップラ画像の、一つの次元に沿った振幅のグラフである。

【図7】解像度改善後の振幅のグラフである。

【図8】正規化後の振幅のグラフである。

【図9】ハミング窓のグラフを示す図である。

【図10】ヒト甲状腺の従来技術によるパワードップラ画像を示す図である。

【図11】ヒト甲状腺の超解像画像を示す図である。

【図12】ヒト甲状腺のノイズ抑制超解像画像を示す図である。

【図13】従来技術によるドップラ走査システムを使用して撮影された、腎臓の脈管構造の画像である。

30

【図14】本発明による実施形態の超解像走査システムを用いて撮影された、腎臓の脈管構造の画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0054】

図1は、超解像超音波走査システム1を示す。超解像超音波走査システム1は、携帯式線形アレイ超音波プローブ2、処理装置3、及びディスプレイ4を含む。超音波プローブ2は、処理装置3の制御下で、信号(一連のパルス)を送信し、かつ、前記信号の反射信号を受信する超音波トランスデューサのアレイを含む。ビームフォーミングを使用して、特定の方向に向くように送信信号を操作し、かつ/又は、特定の方向からの反射信号を受信することができる。

40

【0055】

超音波走査システム1は、患者5の体内を観るために、超音波検査技師又は医師等の操作者によって使用される。特に、システム1は、患者5の脳内微細血管等の微小血管の形状をディスプレイ4上で視覚化するために使用することができるが、この応用だけに限定されるものではない。

【0056】

現在好まれている実施形態は、一直線状に並んだトランスデューサから成るアレイを有する超音波プローブ2を使用し、該超音波プローブ2は患者5を横断する薄い「スライス」の中でのビーム成形を行うが、他の実施形態では、三次元データを取得できる二次元状に並んだトランスデューサのアレイを使用することができる。このようなプローブは、3

50

D ボリュームの画像データを生成するために使用することができる。

【 0 0 5 7 】

処理装置 3 は、プローブ 2 からの信号の送信を制御し、かつ、受信した信号を処理するための、プロセッサ、メモリ、及び他の構成要素（図示せず）を含む。処理装置 3 は、処理装置 3 が実行する、本発明を実現する機能を実装するためのソフトウェアを有することを除けば、従来技術のものとして行うことができる。しかしながら、いくつかの実施形態では、処理装置 3 は非標準のハードウェアを有するものにすることができる。処理装置 3 は、中央処理装置、グラフィック処理装置、マイクロコントローラ、ASIC、及びFPGAのうちのいずれかを一つ又は複数個、含むことができる。処理装置 3 はメモリに記憶された複数のソフトウェア命令を実行することができる。いくつかの実施形態では、リモートサーバ（図示せず）をネットワークによって処理装置 3 に接続することができ、前述の処理操作の少なくともいくつかを実行するために該リモートサーバを使用することができる。

10

【 0 0 5 8 】

図 2 は、人間の患者のパワードップラ画像の一部を示す図である。このパワードップラ画像は従来技術を用いて生成されている。高域通過クラッタフィルタリングが、静止した、又はゆっくり動く組織からの寄与成分を減衰させるために適用されている。図 2 の画像を生成するために、データは対数圧縮されている。画像上を水平に横切って走る 2 つの血管が、図中の二対の破線で強調されている。血液からのスペckルパターンが、画像上に見られる。しかしながら、走査システム 1 の解像度限界により、これらのスペckルパターンは血管壁内に納まらずに、血管壁の外に広がっている。この画像からは、血管の正確な境界線を決定することは不可能である。

20

【 0 0 5 9 】

図 3 は、(i) 連続する前述のパワードップラ画像の所定時間において平均化し、そして、(i i) この平均化したものと B モード画像とを組み合わせた処理の結果を示す。これらの操作は、両方ともノイズの抑制に役立つ。これによって、血管の形状がより見やすくなっているが、しかし、血管の境界は依然あいまいで不鮮明である。

【 0 0 6 0 】

これに対し、超解像超音波走査システム 1 は、プローブ 2 を使用して取得した複数の画像フレームのシーケンスの一つに、以下の処理ステップを（可能な限り、しかし必須ではないが、以下の順序で）適用する。

30

- クラッタフィルタリング
- オーバーサンプリング
- ピーク鮮鋭化
- 正規化
- 所定時間での平均化
- 対数圧縮

【 0 0 6 1 】

公知のクラッタフィルタリング技術を使用して、ゆっくり動く組織又は静止した組織からの寄与成分を減衰させることができる。これにより、筋肉や骨等の組織からの信号を大幅に減衰させることができる。これらの組織からの信号は、通常、血液等の流体からの反射信号よりもはるかに強い。また、前記クラッタフィルタリング技術によって、通常は、血流の速度より動きが遅い、携帯式プローブ 2 と患者 5 との間の意図しない動きを許容することができる。前記クラッタフィルタリングは、例えば、パワードップラ画像を生成するときに説明したように、振幅データをフィルタリングして通過させるためにドップラシフト情報を使用することができる。

40

【 0 0 6 2 】

各画像フレームは、最初は、通常、走査システム 1 の解像度限界にほぼ等しい解像度の画素を有する。オーバーサンプリングステップでは、各々の画像フレームをリサンプリングして画素密度を高める。これは、例えば、画像データ内の各矩形画素をより小さな矩形

50

画素から成る一組の格子（例えば、 20×20 格子で 400 画素）に置き換えることによって行われる。新しい画素値は、（例えば、バイキュービック補間を用いて）元の画像データから補間することが好ましい。

【0063】

ピーク鮮鋭化は、（リサンプリングされた）画像データ内の各々の画素値に非線形関数を適用する処理を含む。いくつかの実施形態では、 x^8 又は x^{12} のようなべき乗関数を使用される。これには、画像データ内のランダムなスペckルパターンにおける局所ピークを「鮮鋭化」し、走査システム 1 の解像度限界を超えて前記画像データの有効解像度をあげる効果がある。

【0064】

ピーク鮮鋭化は、スペckルパターン内のさまざまな局所ピークの振幅に大きな変化をもたらす可能性がある。この大きな振幅変化を抑えるために、各々の画像の画素は、各画素の近傍の局所空間及び時間領域における代表値（例えば平均値）によって正規化される。

【0065】

図 4 は、図 3 のパワードップラ画像の元のデータと同じデータに上述のクラッタフィルタリング、オーバーサンプリング、ピーク鮮鋭化、及び正規化ステップを適用した結果を示す。得られたデータは、図 4 の画像を生成するために対数圧縮されている。血液から得られた改善後のスペckルパターンは、血管壁の中に納まっており、これらの血液の実際の位置が二対の破線で表されている。

【0066】

図 5 は、（i）上述のような所定時間内の連続する 100 個の超解像画像のフレームを平均化し、（ii）対数圧縮後に線形結合を行うことによって、前記平均結果をパワードップラ画像と合成した結果を示す。これらの操作によって、熱ノイズのようなノイズを抑制し、かつ、重ね合わされた複数の高解像度のスペckルパターンで血管の内部を「埋める」ことによって血管の可視性を高めることができる。これによって、図 3 の出力画像と比較して空間分解能が大幅に改善された、血管の滑らかな白色 / 灰色の外観が生成される。

【0067】

最終的な出力画像が、（例えば、対数圧縮及びダイナミックレンジ調整によって）表示用に処理され、ディスプレイ 4 に表示される。

【0068】

上述の超解像技術は、血液が動く早さを定量化するための他の技術、例えば、ドップラ周波数シフト技術や、スペckル追跡に基づく速度ベクトル推定技術等の他の技術と組み合わせることもできる。

【0069】

血液の動きは、所定時間内の連続する超解像画像フレームをフィルタリングしたもの、フィルタリングしていないものとを組み合わせることによってビデオとしてディスプレイ 4 上に動的に表示することができる。このように、各ビデオフレームは、時間にそって、ほとんど変化しない血管の内部の「塗りつぶされた」形状と、フレームからフレームへと変化する単一のスペckルパターンの両方を含み、血管内を流れる血液の速度と方向を（画像平面内で）示す。

【0070】

図 6、7、及び 8 は、それぞれ、二次元画像データの一つの組にわたって存在する代表的な線に沿った距離（水平軸）に対する振幅（垂直軸）のプロットを示す。

【0071】

図 6 は、オーバーサンプリングされた（対数圧縮していない）標準的なパワードップラ画像における振幅を示す。

【0072】

図 7 は、オーバーサンプリングされた 2 次元画像データセットに、前記の線と同じ線に

10

20

30

40

50

沿って、 x^2 のピーク鮮鋭化操作を適用した結果を示す。縦軸は、ピーク鮮鋭化後に前記データ内に出てきた大きな値を表示できるように拡大されている。図7からは、入力されたパワードップラ画像データ内のピークが鮮鋭になっているが、鮮鋭化後のデータ内では最も大きい2つのピークだけを容易に見ることが出来る（他のピークは、データセット内には未だ存在するが、グラフ上では見えない）。

【0073】

図8は、上記の線と同じ線に沿って、前記ピーク鮮鋭化後のデータに17サンプル点のハミング窓関数を2次元畳み込み演算で適用することによって、前記データを正規化した結果を示す。上記の（一次元）ハミング窓関数を図9に示す。前記データの組の値が正規化後に非常に小さくなったため、線形の垂直軸を再び尺度調整している。図8からは、前記操作が、前記ピーク鮮鋭化後のデータにある2つの最大ピークを該データ内の他のピークと比較して、強調度を相対的に弱める効果があることが分かる。結果として得られるピークは、元のパワードップラ画像にあるピークよりも、幅が狭くなっている。これは、血管壁の外部へのスペckルパターンの溢れが少ないことを意味する。このような連続する画像データの複数の組に所定時間内の平均化が行われると、結果として得られる重ね合わせ後のスペckルパターンは血管の内部の超解像画像を示す。

10

【0074】

図10は、一つのデータの組から生成された、ヒト甲状腺の従来のパワードップラ画像を示す図である。甲状腺内に血流のぼやけた形が見えるが、このようなパターンは比較的不明瞭であり、血管の境界を明確には示していない。

20

【0075】

図11は、上述した超解像処理のステップを、図10のデータの組と同じデータの組に対して適用した結果を示す。同じ血管が図11ではより細くそして明確になっている。これらの血管の位置は、より正確に識別することができる。

【0076】

図12は、図11の超解像画像データを図10の従来のパワードップラ画像と組み合わせることによって、図11の画像データにノイズ抑制を適用した結果を示す。血管の輪郭の明瞭性はいくらか悪化しているが、これは血管の外側のノイズの減少によって補償されており、この操作が、ある臨床現場では有効なトレードオフとなる。

30

【0077】

図13は、腎臓内の脈管構造の従来技術によるパワードップラ画像を示す図である。

【0078】

図14は、腎臓内の脈管構造に、本明細書に記載の処理ステップを適用して得られる超解像パワードップラ画像を示す。

【0079】

本発明の実施形態によって得られる、明瞭性と高精細性の改善は、図10と比較した図11と図12、及び、図13と比較した図14に示されているように、容易に観察できる。

。

【 図 1 】

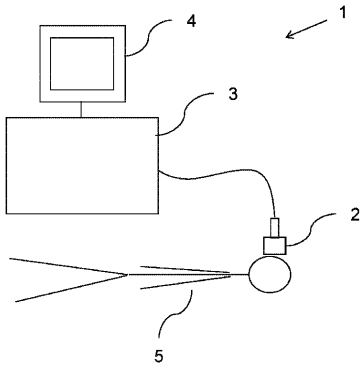


Figure 1

【 図 2 】

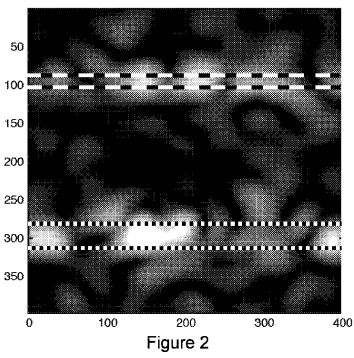


Figure 2

【 図 5 】

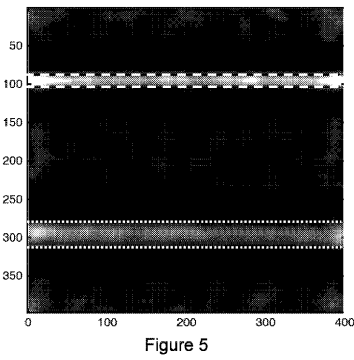


Figure 5

【 図 6 】

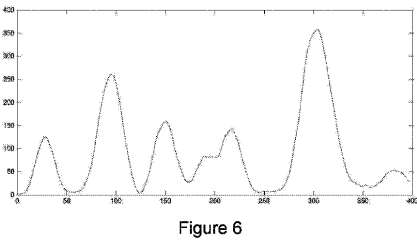


Figure 6

【 図 3 】

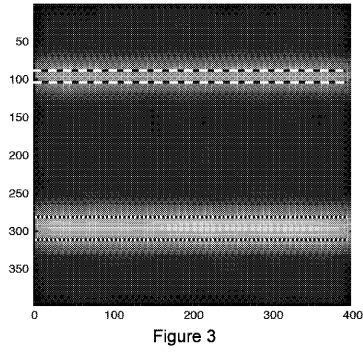


Figure 3

【 図 4 】

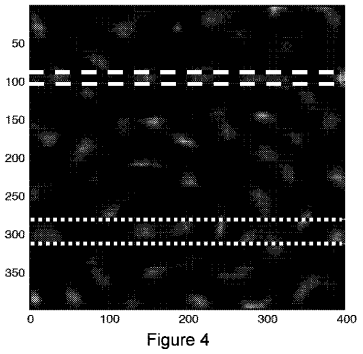


Figure 4

【 図 7 】

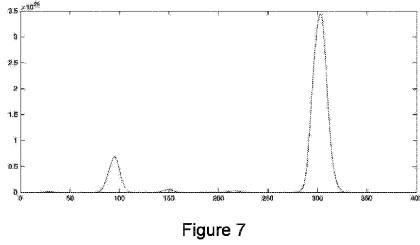


Figure 7

【 図 8 】

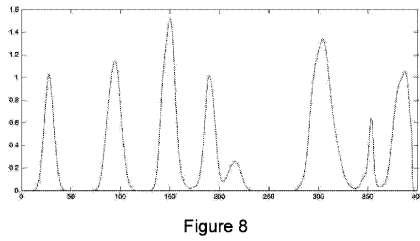


Figure 8

【 図 9 】

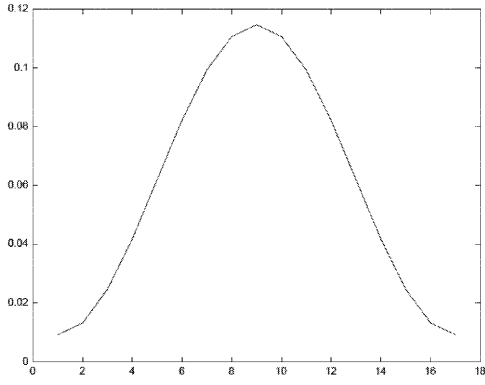


Figure 9

【 図 1 0 】

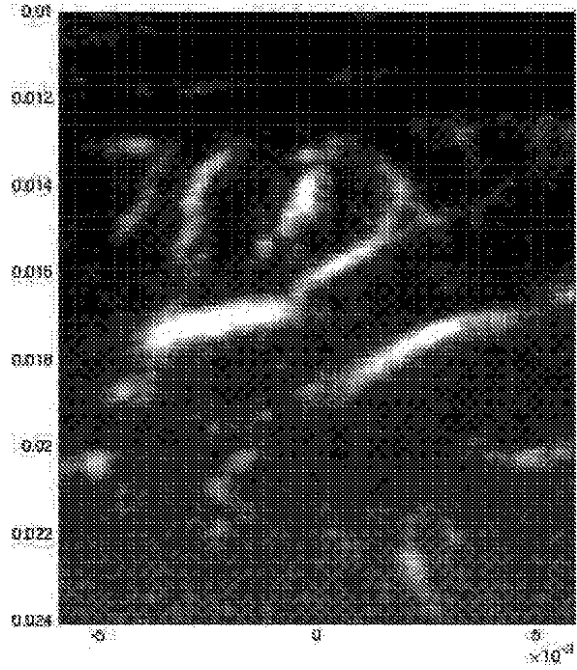


Figure 10

【 図 1 1 】

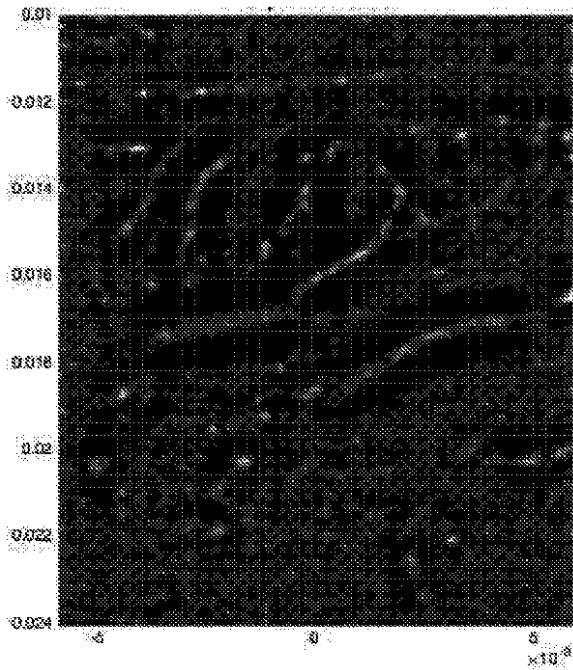


Figure 11

【 図 1 2 】

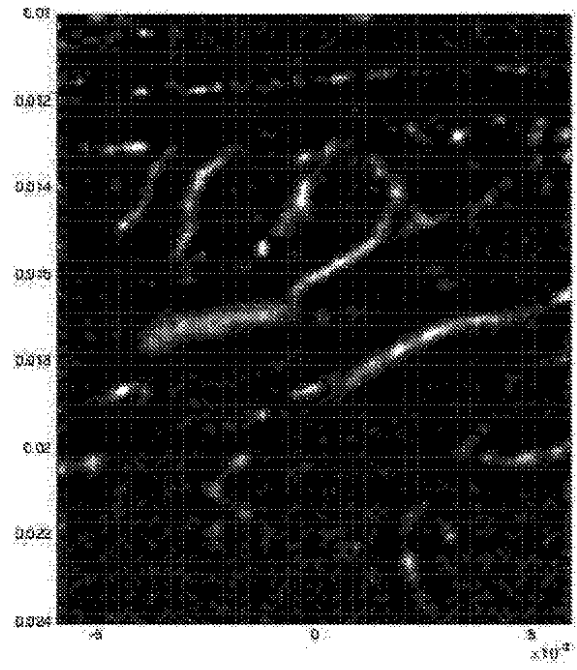


Figure 12

【 図 1 3 】

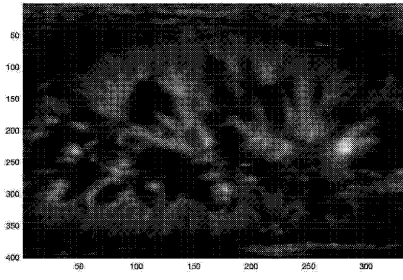


Figure 13

【 図 1 4 】

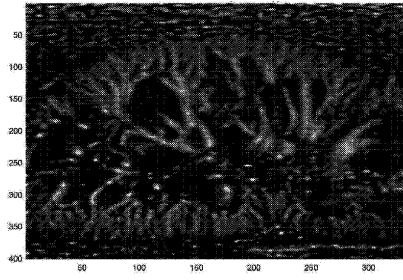


Figure 14

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/GB2017/052553

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/06 A61B8/14 A61B8/08 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) 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, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2007/083114 A1 (YANG ZHI [US] ET AL) 12 April 2007 (2007-04-12) paragraphs [0003], [0012] - [0017], [0065] - [0074], [0086], [0111] - [0119]; claims; figures -----	1-33
A	US 2016/019702 A1 (PARK SUNGCHAN [KR] ET AL) 21 January 2016 (2016-01-21) paragraphs [0007] - [0014], [0156] - [0174]; claims; figures -----	1-33
A	WO 2013/150917 A1 (HITACHI ALOKA MEDICAL LTD [JP]) 10 October 2013 (2013-10-10) the whole document ----- -/--	1-33
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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
16 November 2017		30/11/2017
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
		Mundakapadam, S

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2017/052553

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CLAUDIA ERRICO ET AL: "Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging", NATURE, vol. 527, no. 7579, 26 November 2015 (2015-11-26), pages 499-502, XP055390064, ISSN: 0028-0836, DOI: 10.1038/nature16066 the whole document	1-33
A	----- W0 2016/094146 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 16 June 2016 (2016-06-16) the whole document -----	1-33

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2017/052553

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007083114 A1	12-04-2007	NONE	
US 2016019702 A1	21-01-2016	KR 20160009249 A US 2016019702 A1	26-01-2016 21-01-2016
WO 2013150917 A1	10-10-2013	NONE	
WO 2016094146 A1	16-06-2016	CN 107003394 A US 2016173770 A1 WO 2016094146 A1	01-08-2017 16-06-2016 16-06-2016

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE05 DE06 EE01 EE11 GB03 JB30 JB47 JB48
JC02 JC04 JC11 JC18 KK02 KK24

专利名称(译)	流体流动路径的高分辨率超声图像的成像方法		
公开(公告)号	JP2019526350A	公开(公告)日	2019-09-19
申请号	JP2019511726	申请日	2017-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	挪威科技大学		
申请(专利权)人(译)	挪威科技大学 (NTT茶NTT宇)		
发明人	トルプ、ハンス レープスタッケン、ラッセ		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/EE01 4C601/EE11 4C601/GB03 4C601/ JB30 4C601/ JB47 4C601/ JB48 4C601/ JC02 4C601/ JC04 4C601/ JC11 4C601/ JC18 4C601/ KK02 4C601/ KK24		
优先权	2016014950 2016-09-02 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在公开的超声成像方法中，超声信号被传送到生物体（5）中，被沿生物体（5）中的流动路径流动的流体反射，并且在第一方向上具有分辨率极限。由声音收发器系统（1）接收。信号用于生成表示连续时间段内图像的数据，每个图像包含由于反射的超声信号中的干扰而导致的斑点图案。将峰值锐化操作应用于图像数据以产生表示高分辨率图像序列之一的数据。每个高分辨率图像在第一方向上的分辨率都高于收发器系统（1）在第一方向上的分辨率极限，并且包括峰锐化的斑点图案。通过叠加从高分辨率图像获得的峰锐化斑点图案，进行合成操作以产生代表流体流路输出图像的数据。[选型图]图1

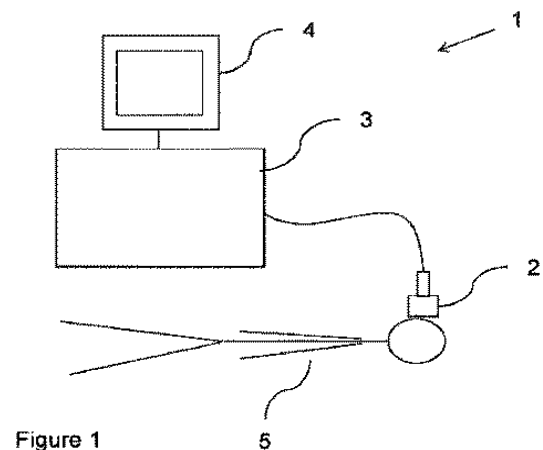


Figure 1