

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-187371

(P2018-187371A)

(43) 公開日 平成30年11月29日 (2018.11.29)

(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
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2018-84624 (P2018-84624)	(71) 出願人	390041542
(22) 出願日	平成30年4月26日 (2018.4.26)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(31) 優先権主張番号	15/587,733		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(32) 優先日	平成29年5月5日 (2017.5.5)		4 5、スケネクタディ、リバーロード、1
(33) 優先権主張国	米国 (US)		番
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100113974
			弁理士 田中 拓人
		(74) 代理人	100115462
			弁理士 小島 猛
		(74) 代理人	100151286
			弁理士 澤木 亮一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 二次元超音波画像をシェーディングするための方法およびシステム

(57) 【要約】

【課題】超音波画像データのスカラ値から決定された勾配を使用して、超音波データから生成された2D超音波画像をシェーディングするための様々な方法およびシステムを提供する。

【解決手段】一例として、方法は、超音波撮像システムで取得されたデータセットの画像値を高さ値と相関させることと、高さ値の勾配を決定することと、決定された勾配を使用してデータセットから生成された2D画像にシェーディングを適用することと、シェーディングされた2D画像を表示することを含む。

【選択図】図2

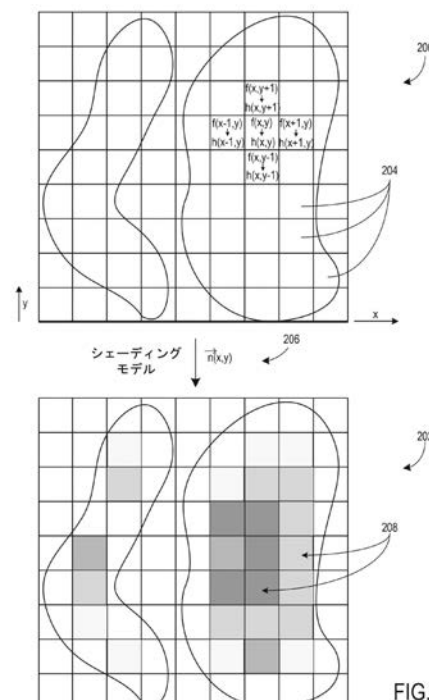


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波撮像システム（１００）で取得されたデータセットの画像値を高さ値と関連させることと、

前記高さ値の勾配を決定することと、

前記決定された勾配を使用して前記データセットから生成された２Ｄ画像（２００）にシェーディング（２０８）を適用することと、

前記シェーディングされた２Ｄ画像（２０２）を表示することを含む、方法。

【請求項 2】

前記データセットが、カラーデータを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

前記データセットが、カラードブラデータセットであり、前記画像値が、前記カラードブラデータセットからのパワー成分を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記データセットが、Ｂモードデータセットであり、前記画像値が、前記Ｂモードデータセットからの強度値を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

画像値を前記高さ値と関連させることが、前記データセットから生成された前記２Ｄ画像（２００）の各ピクセル（２０４）に対して、前記画像値と前記高さ値との間の関係を使用して画像値を対応する高さ値に変換することを含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記高さ値の前記勾配を決定することが、前記高さ値の各高さ値の個別の勾配を決定することを含み、各高さ値は、対応するピクセル（２０４）と関連付けられ、各高さ値の前記個別の勾配は、前記２Ｄ画像（２００）内の前記対応するピクセル（２０４）に隣接するピクセル（２０４）の高さ値の間の差に基づく、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

各高さ値の各個別の勾配が、表面法線を計算するために使用され、シェーディング（２０８）を前記２Ｄ画像（２００）に適用することが、前記２Ｄ画像（２００）の各対応するピクセル（２０４）の前記表面法線を使用してシェーディング（２０８）を前記２Ｄ画像（２００）に適用することを含む、請求項 6 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記シェーディングされた２Ｄ画像（２０２）を表示することが、前記シェーディングされた２Ｄ画像（２０２）を前記超音波撮像システム（１００）の表示画面を介して表示することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記超音波撮像システム（１００）のメモリ（１２０）から前記データセットにアクセスすることをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記画像値を高さ値に関連させることおよび前記勾配を決定することの前に、前記画像値をフィルタリングすることをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 11】

前記決定された勾配を使用してシェーディング（２０８）を前記２Ｄ画像（２００）に適用することが、前記決定された勾配の表面法線の関数であるシェーディングモデルに基づいてシェーディング（２０８）を前記２Ｄ画像（２００）に適用することを含み、前記シェーディングモデルは、拡散鏡面シェーディングモデル、Phong 反射モデル、Blinn-Phong シェーディングモデル、および鏡面ハイライトシェーディングモデルの１つまたは複数を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

超音波撮像システム（１００）で取得されたデータセットであって、前記データセットから生成された２Ｄ画像（２００）の各ピクセル（２０４）のパワー成分を含む前記デー

50

タセットにアクセスすることと、

各ピクセルの前記パワー成分を高さ値に変換することによって前記 2 D 画像 (2 0 0) をレリーフ画像として解釈することと、

各高さ値の勾配を決定することと、

各決定された勾配の表面法線を使用して前記 2 D 画像 (2 0 0) をシェーディングすることと、

前記シェーディングされた 2 D 画像 (2 0 2) を表示することとを含む、方法。

【請求項 1 3】

前記 2 D 画像 (2 0 0) をシェーディングすることが、各決定された勾配の前記表面法線を使用してシェーディングモデルを前記 2 D 画像 (2 0 0) に適用することを含み、前記シェーディングモデルが、拡散鏡面シェーディングモデル、P h o n g 反射モデル、B l i n n - P h o n g シェーディングモデル、および鏡面ハイライトシェーディングモデルの 1 つまたは複数を含む、請求項 1 2 に記載の方法。

10

【請求項 1 4】

前記データセットが、カラーデータを含み、前記超音波撮像システム (1 0 0) が、カラードブラ超音波撮像システムである、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 5】

各ピクセル (2 0 4) の前記パワー成分を高さ値に変換することが、カラーデータを含む前記 2 D 画像 (2 0 0) のピクセル (2 0 4) を選択することと、各選択されたピクセル (2 0 4) の前記パワー成分を前記高さ値に変換することとを含む、請求項 1 4 に記載の方法。

20

【請求項 1 6】

カラーデータを含まない前記 2 D 画像 (2 0 0) のピクセル (2 0 4) をシェーディングしないことをさらに含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記選択されたピクセル (2 0 4) の前記パワー成分をフィルタリングすることと、各選択されたピクセル (2 0 4) の前記フィルタリングされたパワー成分を前記高さ値に変換することとをさらに含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 8】

超音波プローブ (1 0 6) と、

30

表示装置 (1 1 8) と、

前記超音波プローブ (1 0 6) および前記表示装置 (1 1 8) に通信可能に接続され、前記メモリ (1 2 0) から前記超音波プローブ (1 0 6) で取得されたデータセットにアクセスすること、

2 D 画像 (2 0 0) を前記データセットから生成することであって、前記 2 D 画像 (2 0 0) の各ピクセル (2 0 4) は、パワー成分を含む生成すること、

各ピクセル (2 0 4) の前記パワー成分を高さ値に変換すること、

各高さ値の勾配表面法線を決定すること、

前記勾配表面法線を使用して前記 2 D 画像 (2 0 0) をシェーディングすること、および

40

前記シェーディングされた 2 D 画像 (2 0 2) を前記表示装置 (1 1 8) を介して表示すること、

のためにメモリ (1 2 0) に記憶された命令を含むプロセッサ (1 1 6) とを備える、超音波撮像システム (1 0 0) 。

【請求項 1 9】

前記超音波撮像システム (1 0 0) が、カラードブラ超音波撮像システムである、請求項 1 8 に記載の超音波撮像システム (1 0 0) 。

【請求項 2 0】

各高さ値の前記勾配表面法線を決定することが、選択されたピクセル (2 0 4) に対して、前記選択されたピクセル (2 0 4) に隣接するピクセル (2 0 4) の中心差分および

50

高さ値を使用して前記選択されたピクセル(204)の高さ値の前記勾配表面法線を決定することを含む、請求項18に記載の超音波撮像システム(100)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書で開示される主題の実施形態は、シェーディングを二次元超音波画像に適用することに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像システムは、患者の解剖学的構造の画像を取得するために使用され得る。超音波撮像システムは、医療従事者が患者を診断する際に閲覧し使用することができる2D画像を生成するために使用されるデータセットを取得することができる。しかし、データセットは、解釈がより困難となり得る平坦な2D画像をもたらす2Dスカラデータ(たとえば、強度値、パワー成分値など)を含むことがあり、それにより平坦な2D画像を使用して患者を診断する困難性を増大させる。たとえば、より複雑な身体構造は、2D画像を介して認識することが困難となり得る。一例として、異なる身体構造の2Dカラードブラ画像は、診断に使用することが特に困難であり得る。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

20

【特許文献1】米国特許出願第2017/0188995号

【発明の概要】

【0004】

一実施形態では、方法は、超音波撮像システムで取得されたデータセットの画像値を高さ値と相関させることと、前記高さ値の勾配を決定することと、前記決定された勾配を使用して前記データセットから生成された2D画像にシェーディングを適用することと、前記シェーディングされた2D画像を表示することを含む。

【0005】

上記の簡単な説明は、詳細な説明でさらに説明される概念の選択を簡略化した形で紹介するために提供されていることを理解されたい。特許請求される主題の重要なまたは本質的な特徴を特定することは意図されておらず、その主題の範囲は詳細な説明に添付される特許請求の範囲によって一義的に定義される。さらに、特許請求される主題は、上記のまたは本開示の任意の部分に記載の欠点を解決する実施態様に限定されない。

30

【0006】

本特許または出願ファイルは、色付きで作成される少なくとも1つの図面を含有する。カラー図面付きの本特許または特許出願公開のコピーは、請求および必要料金の支払いに応じて特許庁より提供される。

【0007】

本発明は、非限定的な実施形態の以下の説明を、添付の図面を参照して読むことにより、よりよく理解されるであろう。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の一実施形態による超音波撮像システムを示す図である。

【図2】本発明の一実施形態による、撮像データセットから生成されたシェーディングされていない2D超音波画像、および撮像データセットから生成されたシェーディングされた2D超音波画像の例を示す図である。

【図3】本発明の一実施形態による、超音波画像データセットのスカラ値から決定された勾配を使用して、超音波データセットから生成された2D超音波画像をシェーディングするための方法のフローチャートを示す図である。

【図4】本発明の一実施形態による、撮像データセットから生成されたシェーディングさ

50

れていない２Ｄドブラ超音波画像の例を示す図である。

【図５】本発明の一実施形態による、撮像データセットから生成されたシェーディングされた２Ｄドブラ超音波画像の例を示す図である。

【図６】本発明の一実施形態による、撮像データセットから生成されたシェーディングされてい
ない２ＤＢモード超音波画像の例を示す図である。

【図７】本発明の一実施形態による、撮像データセットから生成されたシェーディングされた２
ＤＢモード超音波画像の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

以下の説明は、２Ｄ超音波画像を生成するために使用される超音波撮像データセット（１
Ｄ、２Ｄ、または３Ｄであり得る）の画像値と相関させた高さ値から決定された勾配を
使用して、２Ｄ超音波画像をシェーディングする様々な実施形態に関する。図１に示すシ
ステムのような超音波システムを使用して、超音波撮像データセットを取得することがで
きる。その後、取得データセットを使用して２Ｄ画像を生成することができる。撮像デー
タセットから生成された２Ｄ超音波画像の例を、図２に示す。図２はまた、シェーディ
ングされた２Ｄ超音波画像の例を示し、高さ値に変換されたデータセットの画像値から決定
された勾配表面法線を使用して、シェーディングが２Ｄ超音波画像に適用される。たとえ
ば、図３の方法によって示すように、取得超音波撮像データセットのパワーまたは強度値
などの画像値は、高さ値に変換されてもよい。勾配が変換された高さ値に対して決定され
、シェーディングが決定された勾配を使用して２Ｄ画像に適用される。シェーディングされ
ていない２Ｄ超音波画像とシェーディングされた２Ｄ超音波画像との間の差を示す例（
図３の方法を使用する）を、図４～図７に示す。たとえば、図４は、図５に示す第１のシ
ェーディングされた２Ｄ超音波画像と比較され得る第１のシェーディングされていない２
Ｄ超音波画像を示し、図６は、図７に示す第２のシェーディングされた２Ｄ超音波画像と
比較され得る第２のシェーディングされていない２Ｄ超音波画像を示す。このようにして
、得られるシェーディングされた２Ｄ超音波画像は、奥行きを有することができ、それによ
り、得られるシェーディングされた２Ｄ超音波画像が解釈しやすくしなり、したがって
患者の診断に使用することができる。

【００１０】

次に図１を参照すると、本発明の一実施形態による超音波撮像システム１００の概略図
が示されている。超音波撮像システム１００は、本明細書ではプローブ１０６と呼ばれる
トランスデューサアレイ内の素子１０４を駆動してパルス超音波信号を体（図示せず）内
に放出する送信ビーム形成器１０１および送信器１０２を含む。一実施形態によれば、プ
ローブ１０６は、一次元トランスデューサアレイプローブとすることができる。しかし、
いくつかの実施形態では、プローブ１０６は、二次元マトリクストランスデューサアレイ
プローブであってもよい。プローブ１０６の素子１０４がパルス超音波信号を（患者の）
体内に放出した後、パルス超音波信号は、血球または筋肉組織のような体内の構造から後
方散乱され、素子１０４に戻るエコーを生成する。エコーは、素子１０４によって電気信
号または超音波データに変換され、電気信号は、受信器１０８によって受信される。受信
されたエコーを表す電気信号は、超音波データを出力する受信ビーム形成器１１０を通過
する。いくつかの実施形態によれば、プローブ１０６は、送信ビーム形成および／または
受信ビーム形成のすべてまたは一部を行う電子回路を含むことができる。たとえば、送信
ビーム形成器１０１、送信器１０２、受信器１０８、および受信ビーム形成器１１０のす
べてまたは一部は、プローブ１０６内に位置付けすることができる。本開示において、「
スキャン」または「スキャニング」という用語は、超音波信号を送信および受信する処理
を介してデータを取得することを指すために使用することもできる。本開示において、「
データ」という用語は、超音波撮像システムで取得された１つまたは複数のデータセット
のいずれかを指すために使用することができる。ユーザインターフェース１１５は、患者
データ（たとえば、患者の病歴）の入力を制御すること、ならびにスキャニングまたは表
示パラメータを変更することなどを含む超音波撮像システム１００の動作を制御するため

に使用することができる。ユーザインターフェース 115 は、回転部、マウス、キーボード、トラックボール、特定の動作にリンクされたハードキー、異なる機能を制御するように構成することができるソフトキー、および表示装置 118 に表示されるグラフィカルユーザインターフェースの 1 つまたは複数を含むことができる。

【0011】

超音波撮像システム 100 はまた、送信ビーム形成器 101、送信器 102、受信器 108、および受信ビーム形成器 110 を制御するためのプロセッサ 116 を含む。プロセッサ 116 は、プローブ 106 と電子通信（たとえば、通信可能に接続）する。本開示の目的のために、「電子通信」という用語は、有線通信と無線通信の両方を含むと定義することができる。プロセッサ 116 は、プローブ 106 を制御してデータを取得することができる。プロセッサ 116 は、素子 104 のどれがアクティブであるか、およびプローブ 106 から放出されるビームの形状を制御する。プロセッサ 116 はまた、表示装置 118 と電子通信しており、プロセッサ 116 は、表示装置 118 に表示するためにデータ（たとえば、超音波データ）を画像に処理することができる。プロセッサ 116 は、一実施形態による中央プロセッサ（CPU）を含むことができる。他の実施形態によれば、プロセッサ 116 は、デジタル信号プロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、またはグラフィックボードなどの処理機能を実行することができる他の電子構成要素を含むことができる。他の実施形態によれば、プロセッサ 116 は、処理機能を実行することができる複数の電子構成要素を含むことができる。たとえば、プロセッサ 116 は、中央プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイ、およびグラフィックボードを含む電子構成要素のリストから選択された 2 つ以上の電子構成要素を含むことができる。別の実施形態によれば、プロセッサ 116 はまた、RF データを復調し、生データを生成する複素復調器（図示せず）を含むことができる。別の実施形態では、復調は、処理チェーンの早期に実行することができる。プロセッサ 116 は、データの複数の選択可能な超音波モダリティに従って 1 つまたは複数の処理動作を実行するように適合される。一例では、データは、エコー信号が受信器 108 によって受信されてプロセッサ 116 に送信されるので、スキャンセッション中にリアルタイムで処理することができる。本開示の目的のために、「リアルタイム」という用語は、意図的な遅延なしに実行される手順を含むと定義される。たとえば、一実施形態は、7 ~ 20 フレーム / 秒のリアルタイムレートで画像を取得することができる。超音波撮像システム 100 は、1 つまたは複数の平面の 2D データを格段に速い速度で取得することができる。しかし、リアルタイムのフレームレートは、表示するための各データのフレームを取得するのにかかる時間の長さに依存する可能性があることを理解されたい。したがって、比較的大量のデータを取得する場合、リアルタイムのフレームレートは遅くなる可能性がある。したがって、いくつかの実施形態は、20 フレーム / 秒よりかなり速いリアルタイムのフレームレートを有することができる。他の実施形態は、7 フレーム / 秒より遅いリアルタイムのフレームレートを有することができる。データは、スキャンセッション中にバッファ（図示せず）に一時的に記憶され、ライブまたはオフライン動作中にリアルタイムより少なく処理されてもよい。本発明のいくつかの実施形態は、上述の例示的な実施形態によるプロセッサ 116 によって処理される処理タスクを処理する複数のプロセッサ（図示せず）を含んでもよい。たとえば、第 1 のプロセッサを利用して、RF 信号を復調して間引くことができ、第 2 のプロセッサを使用して、画像を表示する前にデータをさらに処理することができる。他の実施形態では、異なる構成のプロセッサを使用してもよいことを理解されたい。

【0012】

超音波撮像システム 100 は、たとえば、10 Hz ~ 30 Hz のフレームレート（たとえば、毎秒 10 ~ 30 フレーム）のデータを連続的に取得することができる。データから生成された画像は、表示装置 118 の同様のフレームレートでリフレッシュすることができる。他の実施形態は、異なるレートでデータを取得し、表示することができる。たとえば、いくつかの実施形態は、フレームのサイズおよび意図される用途に応じて、10 Hz

10

20

30

40

50

未満または30Hz超のフレームレートでデータを取得することができる。取得データの処理されたフレームを記憶するために、メモリ120が含まれる。例示的な実施形態では、メモリ120は、少なくとも数秒に相当する超音波データのフレームを記憶するのに十分な容量である。データのフレームは、取得の順序または時間によるデータの検索を容易にするような方法で記憶される。メモリ120は、任意の既知のデータ記憶媒体を備えてもよい。

【0013】

本発明の様々な実施形態において、データは、2Dまたは3Dデータを形成するために、異なるモード関連モジュール（たとえば、Bモード、カラードブラ、Mモード、カラーMモード、スペクトルドブラ、エラストグラフィ、TVI、歪み、歪み速度など）で、プロセッサ116によって処理されてもよい。たとえば、1つまたは複数のモジュールは、Bモード、カラードブラ、Mモード、カラーMモード、スペクトルドブラ、エラストグラフィ、TVI、歪み、歪み速度、およびそれらの組合せなどを生成してもよい。一例として、1つまたは複数のモジュールは、従来のカラーフロードブラ、パワードブラ、HDフローなどを含み得るカラードブラデータを処理することができる。画像ラインおよび/またはフレームは、メモリに記憶され、画像ラインおよび/またはフレームがメモリに記憶された時間を示すタイミング情報を含むことができる。モジュールは、たとえば、取得画像をビーム空間座標から表示空間座標に変換するためのスキャン変換動作を実行するスキャン変換モジュールを含むことができる。患者について手順（たとえば、超音波撮像）が実行されている間に、取得画像をメモリから読み出して画像をリアルタイムで表示する、ビデオプロセッサモジュールが設けられてもよい。ビデオプロセッサモジュールは、個別の画像メモリを含んでもよく、超音波画像は、表示装置118によって読み出されて表示されるために、画像メモリに書き込まれてもよい。

【0014】

本発明の様々な実施形態において、超音波撮像システム100の1つまたは複数の構成要素を携帯型ハンドヘルド超音波撮像装置に含めることができる。たとえば、表示装置118およびユーザインターフェース115は、プロセッサ116およびメモリ120をさらに含み得るハンドヘルド超音波撮像装置の外部表面に統合されてもよい。プローブ106は、生超音波データを収集するためにハンドヘルド超音波撮像装置と電子通信するハンドヘルドプローブを備えることができる。送信ビーム形成器101、送信器102、受信器108、および受信ビーム形成器110は、超音波撮像システム100の同じまたは異なる部分に含まれてもよい。たとえば、送信ビーム形成器101、送信器102、受信器108、および受信ビーム形成器110は、ハンドヘルド超音波撮像装置、プローブ、およびそれらの組合せに含まれてもよい。

【0015】

上で説明したように、一例では、超音波撮像システム100は、超音波撮像データセット（たとえば、データ）を取得するために使用されてもよい。撮像データセットは、強度データ（Bモード用）、カラーまたはパワーデータ（カラードブラ用）などの画像データを含むことができる。たとえば、カラードブラ超音波モード（カラードブラ、パワードブラ、乱流、速度・パワー、および速度・乱流モードなど）を介して取得された撮像データセットは、パワー成分を有するカラードブラデータを含むことができる。一例では、撮像データセットは、2Dデータセット（たとえば、Bモードデータ）であってもよい。別の例では、撮像データセットは、1Dデータセット（たとえば、運動モード）であってもよい。さらに別の例では、撮像データセットは、3D/4Dデータセット（たとえば、ボリュームをスライスすることによって作成された画像平面を有する3Dデータセット）であってもよい。プロセッサ116は、取得撮像データセットから2D超音波画像を生成することができる。たとえば、プロセッサ116は、撮像データセットの画像データを輝度（たとえば、強度）値に変換し、取得データセットの超音波画像を2DBモード画像として表示することができる。別の例では、プロセッサ116は、撮像データセットの画像データをパワー成分を有するカラー値に変換し、取得データセットの超音波画像を2Dカラ

ードブラ画像として表示することができる。図2を参照して以下でさらに説明するように、超音波画像（たとえば、2Dカラードブラ画像、2D Bモード画像など）は、複数のピクセルから構成され、各ピクセルには、強度またはカラー（たとえば、パワー）値などの画像値が割り当てられる。次いで、各ピクセルの各値が、超音波画像を形成するために表示される。

【0016】

図2は、超音波撮像システム（図1に示す超音波撮像システム100など）で取得された撮像データセットから生成された2D超音波画像200、およびシェーディングされた2D超音波画像202の例を示す。2D超音波画像200は、複数のピクセル204（たとえば、画像200および202の各ボックスは、ピクセルを表す）を含む。ピクセルは、2D超音波画像200および/またはシェーディングされた2D超音波画像202を表示するために使用される表示画面（たとえば、図1に示す表示装置118など）であってもよい。2D超音波画像200に示すように、ピクセルは、x軸（水平）およびy軸（垂直）を有するグリッド上に表示され、各ピクセルは、x軸に沿った1つのx単位と、y軸に沿った1つのy単位とを含む。したがって、各ピクセルは、グリッド上の位置を定義するxおよびy値を有する。2D超音波画像200の各ピクセルには、（取得撮像データセットからの）画像値が割り当てられる。画像値は、強度値（bモード画像用）またはパワー値（ドブラ画像用）などのスカラ値であってもよい。これらの画像値は、図2のスカラ値関数 $f(x, y)$ として表される。

10

【0017】

以下でさらに説明するように、各画像値 $f(x, y)$ は、高さ値 $h(x, y)$ と関連させることができる。具体的には、各ピクセル204の各画像値は、関係（たとえば、モデル）を使用して対応する高さ値に変換されてもよい。一例では、各画像値を高さ値に変換するための関係は、線形関係であってもよい。別の例では、各画像値を高さ値に変換するための関係またはモデルは、画像値の関数である対数またはシグモイド関数などの単調関数であってもよく、次いで高さ値を出力する。いくつかの実施形態では、高さ値（ $h(x, y)$ 、 $h(x+1, y)$ など）を使用して、2D画像の高さフィールドを表す高さマップまたはレリーフ画像を作成することができる。このようにして、画像値を高さ値として表示することができる。その後、各ピクセル204において、各高さ値 $h(x, y)$ について勾配を計算することができる。

20

30

【0018】

表面法線を含む勾配を計算するための例示的な方程式は、方程式1によって示される。

【0019】

【数1】

$$\vec{n}(x, y) = |\nabla h(x, y)| = \left| \begin{pmatrix} \frac{\partial h}{\partial x} \\ \frac{\partial h}{\partial y} \\ r \end{pmatrix} \right| = \left| \begin{pmatrix} h(x-1, y) - h(x+1, y) \\ h(x, y-1) - h(x, y+1) \\ r \end{pmatrix} \right|$$

40

方程式(1)において、 $n(x, y)$ は、単位長さの位置 (x, y) における表面法線ベクトルであり、 ∇ は、勾配であり、 $h(x, y)$ は、位置 (x, y) におけるスカラ高さ値関数（bモード強度、ドブラパワーなどのスカラ値関数を表す）であり、 r は、得られる勾配磁場の粗さを定義する定数である。位置 (x, y) における高さ値 $h(x, y)$ の法線は、この位置における勾配のノルムを計算することによって計算される。勾配は、xおよびyの方向の偏微分によって定義される。x成分は、x方向の中心差分を用いて計算される。y成分は、y方向の中心差分を用いて計算される。z成分は、定数 r である。このように、各高さ値 $h(x, y)$ に対する勾配を決定することは、2D画像200の隣

50

接するピクセル 204 の高さ値（たとえば、 $h(x-1, y)$ 、 $h(x+1, y)$ 、 $h(x, y-1)$ 、および $h(x, y+1)$ ）の差に基づく。

【0020】

勾配のノルム（長さ = 1）を計算する際、粗さ定数の影響は、異なる勾配長さに対して変化する。たとえば、位置（ x, y ）が均質な領域（たとえば、隣接するピクセルの高さ値の間にほとんどまたは全く変化がない画像の領域）にある場合、勾配の x, y 成分はより小さく、 r は支配的な因子となり、その結果、法線ベクトルはほぼ z 方向 $n = (0, 0, 1)$ を指す。別の例では、位置（ x, y ）が大きく変化するエリア（たとえば、隣接するピクセルの高さ値の間の変化が大きい画像の領域）にある場合、勾配の x および y または y 成分はより大きく、 r は影響が少なく、その結果、法線が変化の方向の若干上方を指す。一例として、画像値を高さ値として表すことによって、2D 画像の勾配を計算することは、高さ値からなる高さフィールドの表面法線を計算することを含む。

10

【0021】

図 2 の 206 に示すように、各高さ値 $h(x, y)$ の勾配を計算した後、シェーディング（たとえば、表面シェーディング）が 2D 超音波画像 200 の各位置（ x, y ）において表面法線ベクトル $n(x, y)$ を使用して 2D 超音波画像 200 に適用される。勾配を使用して表面シェーディングを適用した後、得られる画像は、各ピクセルにシェーディング 208 を含むシェーディングされた 2D 超音波画像 202 である。206 で使用されるシェーディングモデルは、拡散鏡面シェーディングモデル、Phong 反射モデル、Blinn-Phong シェーディングモデル、鏡面ハイライトシェーディングモデルなどの 1 つまたは複数の標準シェーディングモデルであってもよい。一例として、Phong 反射モデル（Phong 照明、Phong ライティング、または Phong シェーディングとも呼ばれる）は、表面上の点（たとえば、2D 画像上のピクセル）の局所照明のモデルである。Phong 反射モデルは、表面が光を反射する方法を、粗い表面の拡散反射と光沢のある表面の鏡面反射との組合せとして説明する。モデルはまた、シーン全体に散乱している少量の光を説明する周囲条件も含む。

20

【0022】

図 3 は、超音波画像データのスカラ値から決定された勾配を使用して、超音波データから生成された 2D 超音波画像（図 2 に示す 2D 超音波画像 200 など）をシェーディングするための方法 300 のフローチャートを示す。方法 300 を実行するための命令は、プロセッサのメモリに記憶された命令（または図 1 に示すプロセッサ 116 に結合されたメモリ 120 に記憶された命令）に基づいて、かつ撮像システムまたは図 1 を参照して上述したプローブ 106 のような撮像プローブから受信したデータと併せてプロセッサ（図 1 に示すプロセッサ 116 など）によって実行することができる。プロセッサは、以下に説明する方法に従って、シェーディングされた 2D 超音波画像を表示するための表示装置（図 1 に示す表示装置 118 など）を用いることができる。

30

【0023】

302 において、方法は、超音波プローブ（図 1 に示すプローブ 106 など）を介して以前または現在取得された超音波データにアクセスすることと、2D 超音波画像をアクセスした超音波データから生成することとを含む。一実施形態では、超音波撮像システムのプロセッサ（図 1 に示すプロセッサ 116 など）は、超音波撮像システムのメモリ（図 1 に示すメモリ 120 など）に記憶される超音波撮像データセット（1D、2D、または 3D であり得る）にアクセスする。別の実施形態では、データが超音波プローブ（たとえば、図 1 に示すプローブ 106）によって取得されると、超音波データにリアルタイムでアクセスすることができる。超音波データセットは、B モード超音波の強度値またはドプラモード超音波のパワー値（またはパワー成分）などの画像値を含む画像データを含むことができる。次いで、2D 画像をアクセスされた（および / または取得された）超音波撮像データセットから生成することができる。図 2 を参照して上述したように、超音波撮像データセットから生成された 2D 画像（図 2 に示す画像 200 など）は、平坦な 2D 画像であってもよい。

40

50

【 0 0 2 4 】

3 0 4において、方法は、シェーディング（たとえば、レリーフシェーディング）に必要な2 D画像の部分を選択することを含む。一例として、ドブラ2 D画像の場合、シェーディングに必要な2 D画像の部分を選択することは、2 D画像のカラー部分（たとえば、血流を表す）を選択することを含むことができる。別の例として、シェーディングに必要な2 D画像の部分を選択することは、2 D画像の全体を選択すること（たとえば、2 D Bモード画像の全エリアを選択することなど）を含むことができる。シェーディングのために2 D画像の必要な部分を選択した後、方法は、任意選択で、2 D画像の画像値をフィルタリングするために3 0 6に進むことができる。たとえば、3 0 6における方法は、2 D画像の外観を滑らかにするために、プロセッサに各ピクセルの画像値にフィルタを適用させることを含むことができる。いくつかの実施形態では、画像値のフィルタリングを実行しなくてもよく、代わりに方法3 0 0を3 0 4から3 0 8に直接進めてもよい。

10

【 0 0 2 5 】

3 0 8において、方法は、2 D画像の画像値を高さ値と関連させることによって2 D画像データをレリーフ画像（たとえば、高さマップ）として解釈することを含む。たとえば、超音波撮像システムのプロセッサは、撮像データセットの画像値を高さ値に変換してもよい。図2を参照して上で説明したように、2 D画像の各ピクセルは、強度値またはパワー値（または成分）などの画像値を含むことができる。代替の実施形態では、画像値は、速度値、輝度値（カラー値から変換されてもよい）、振幅値、弾性値などを含むことができる。各ピクセルの各画像値は、高さ値に変換されて仮想（たとえば、メモリまたはプロセッサに記憶された）高さマップ（たとえば、レリーフ画像）を作成することができる。一実施形態として、プロセッサは、超音波撮像システムのメモリに記憶されたモデルまたは関係を介して2 D画像の各ピクセルの画像値を高さ値に変換することができる。たとえば、高さ値は、定数項に従って画像値に比例し得る。別の例では、高さ値は、画像値の関数（対数またはシグモイド関数など）によって決定されてもよい。別の実施形態として、画像値を高さ値にマッピングするマップまたはルックアップテーブルを、メモリに記憶してもよい。結果として、3 0 8における方法は、各ピクセルの各画像値に対応する高さ値にルックアップおよびマッピングすることを含むことができる。得られる高さ値は、スカラー値とすることができる。

20

【 0 0 2 6 】

3 1 0において、この方法は、決定された高さ値の勾配を決定することを含む。図2を参照して上で説明したように、勾配は、2 D画像のピクセルの各々で計算されてもよい。一実施形態では、超音波撮像システムのプロセッサは、そのピクセルおよび隣接するピクセルの高さ値を使用してピクセルの勾配を計算することができる。具体的には、各ピクセルの勾配は、選択されたピクセルの高さ値および選択されたピクセルの最も近い（たとえば、左および右）隣接するピクセルの高さ値を考慮に入れた撮像システムのプロセッサのメモリに記憶された関係または勾配方程式（たとえば、図1を参照して上で説明した方程式1）に従って決定されてもよい。勾配を計算することは、ピクセルの表面の法線を計算することを含む。このようにして、勾配表面法線が、2 D画像の各ピクセルについて決定され得る。

30

40

【 0 0 2 7 】

各ピクセルの高さ値の勾配を決定した後、方法は3 1 2に続き、決定された勾配の表面法線を使用してシェーディングを2 D画像に適用する。プロセッサは、勾配表面法線に基づいて2 D画像のピクセルのシェーディング値を計算することができる。たとえば、プロセッサは、勾配表面法線の関数であるメモリに記憶されたシェーディングモデルに基づいて、各ピクセルのシェーディング値を論理的に決定することができる。次に、プロセッサは、決定されたシェーディング値をピクセルに適用して、シェーディングされた2 D画像を形成することができる。図2を参照して上で説明したように、シェーディングを2 D画像に適用するために使用されるシェーディングモデルは、拡散鏡面シェーディングモデル、P h o n g 反射モデル、B l i n n - P h o n g シェーディングモデル、鏡面ハイライ

50

トシェーディングモデルなどの１つまたは複数の標準シェーディングモデルであってもよい。代替の実施形態では、シェーディングモデルは、シャドーイングなどを伴う光の伝搬をシミュレートするより複雑なグローバルモデルであってもよい。３１２における方法は、取得撮像データに含まれるカラーデータ（たとえば、ドブラ撮像の場合）に従って、各ピクセルのカラー値を決定することをさらに含むことができる。カラー値（たとえば、赤色または青色）は、超音波プローブの方に向かって、または離れて流れる方向に基づいてもよい。したがって、各ピクセルは、シェーディングされた２Ｄ画像を色付けするために使用される、関連するカラー値を有することができる。たとえば、シェーディングのない各ピクセルの基本カラー値は、（３０２で説明したように取得データから生成された）元の２Ｄ画像から取得され、最終的なシェーディングされた２Ｄ画像で使用される。一例として、各ピクセルは、得られるカラー値（たとえば、赤色または青色）に（たとえば、ルックアップテーブルを使用して）変換される速度値を有することができる。次いで、カラー値は、勾配の法線および光の方向に従ってシェーディング（たとえば、輝度変調）される。

10

【００２８】

いくつかの実施形態では、上述の勾配を、次に２Ｄ超音波画像に適用することができるエッジ強調およびセグメンテーション技術にも使用することができる。

【００２９】

３１４において、方法は、シェーディングされた２Ｄ画像を表示することを含む。一例として、シェーディングされた２Ｄ画像を表示することは、表示装置（図１に示す表示装置１１８など）を介して２Ｄ画像を表示することを含むことができる。このようにして、得られるシェーディングされた２Ｄ画像は、表示装置を介してユーザ（医療従事者など）に提示され得る。以下でさらに説明するように、超音波画像データと相関された高さ値から決定された勾配を使用してシェーディングされた２Ｄ超音波画像の例を、図５および図７に示す。

20

【００３０】

図４および図５は、カラーデータを含む取得画像データを使用して生成される２Ｄドブラ超音波画像の例を示す。具体的には、図４は、撮像データセットから生成されたシェーディングされていない２Ｄドブラ超音波画像４００を示す。シェーディングされていない２Ｄドブラ超音波画像４００は、（たとえば、図２および図３を参照して上述したように）本明細書に記載の勾配表面シェーディング方法を使用してシェーディングされていない。図５は、図４のシェーディングされていない２Ｄドブラ超音波画像４００と同じ撮像データセットから生成されたシェーディングされた２Ｄドブラ超音波画像５００を示す。しかし、シェーディングされた２Ｄドブラ超音波画像５００は、（たとえば、図２および図３を参照して上述した）本明細書に記載の勾配表面シェーディング方法を使用してシェーディングされている。図５では、シェーディングされた２Ｄドブラ超音波画像５００の色付き部分（たとえば、カラーデータを含むピクセル）のみが、本明細書に記載の勾配表面シェーディング方法に従ってシェーディングされている。したがって、図４および図５のグレースケール部分は、同様に見え得る。

30

【００３１】

図４に見られるように、シェーディングされていない２Ｄドブラ超音波画像４００は、よりばやけたエッジ（カラー領域とグレースケール領域を分離するエッジ）で比較的平坦に見える。しかし、図５に示すように、シェーディングされた２Ｄドブラ超音波画像５００のシェーディングされた色付き領域は、エッジでより鮮明に見え、画像に奥行きを与える（たとえば、図４によって示す画像４００に対して平坦性が低く、コントラストが高くなる）。具体的には、シェーディングされた２Ｄドブラ超音波画像５００が２Ｄ画像データ（たとえば、スカラ画像値）から生成された２Ｄ画像であっても、得られるシェーディングされた画像は、３Ｄ外観を有する。結果として、医療従事者は、シェーディングされていない２Ｄドブラ超音波画像４００と比較して、シェーディングされた２Ｄドブラ超音波画像５００において、３Ｄ構造、したがってより複雑な構造を認識するのが容易となり

40

50

得る。たとえば、胎児心臓のカラードブラ画像は、（たとえば、高さ値を使用して）本明細書に記載の勾配表面シェーディング方法を使用して画像をシェーディングする場合、より正確な患者診断のためにより簡単に解釈および使用され得る。

【0032】

図6および図7は、取得画像データを使用して生成される2D Bモード超音波画像の例を示す。具体的には、図6は、撮像データセットから生成されたシェーディングされていない2D Bモード超音波画像600を示す。シェーディングされていない2D Bモード超音波画像600は、（たとえば、図2および図3を参照して上述したように）本明細書に記載の勾配表面シェーディング方法を使用してシェーディングされていない。図7は、図6のシェーディングされていない2D Bモード超音波画像600と同じ撮像データセットから生成されたシェーディングされた2D Bモード超音波画像700を示す。しかし、シェーディングされた2D Bモード超音波画像700は、（たとえば、図2および図3を参照して上述した）本明細書に記載の勾配表面シェーディング方法を使用してシェーディングされている。図7では、シェーディングされた2D Bモード超音波画像700全体が、本明細書に記載の勾配表面シェーディング方法に従ってシェーディングされている。

10

【0033】

図4および図5を参照して上述したのと同様に、図6に示すシェーディングされていない2D Bモード超音波画像600は、よりばやけたエッジで比較的平坦に見え、図7に示すように、シェーディングされた2D Bモード超音波画像700は、より鮮明に見え、画像に奥行きを与える（たとえば、図6に示す画像600に対して平坦性が低く、コントラストが高くなる）。具体的には、シェーディングされた2D Bモード超音波画像700が2D画像データ（たとえば、スカラ画像値）から生成された2D画像であっても、得られるシェーディングされた画像は、3D外観を有する。結果として、医療従事者は、シェーディングされていない2D Bモード超音波画像600と比較して、シェーディングされた2D Bモード超音波画像700において、3D構造、したがってより複雑な構造を認識するのが容易となり得る。

20

【0034】

このようにして、2D超音波画像は、医用撮像システムで取得された撮像データセットの画像データ（たとえば、スカラ画像値）と相関される高さ値から決定された勾配を使用してシェーディングすることができる。このように2D画像をシェーディングすることにより、3D外観を有する2D画像を生成し、複雑な構造をビューア/医療従事者にさらに認識可能とすることができる。結果として、これらのシェーディングされた2D画像は、診断のために使用することがより容易であり得る。さらに、ドブラ超音波画像の場合、勾配を決定するための高さ値と相関される画像データは、カラードブラ画像データのパワー成分を含むことができる。この勾配シェーディング技術のパワー成分（Bモード画像の強度などの異なる画像値を使用する場合と比較して）を利用することによって、得られるシェーディングされた画像は、より鮮明かつ明瞭となり得る。たとえば、本明細書に記載の勾配シェーディング技術は、Bモード画像のような他の撮像モードに適用することができるが、Bモード画像における構造の増加は、ドブラ画像と比較して得られる画像を不鮮明にする可能性がある。したがって、ここで説明する勾配シェーディング方法は、ドブラ画像に対して有利であり得る。超音波撮像システムで取得されたデータセットの画像値を高さ値と相関させ、高さ値の勾配を決定し、決定された勾配を使用してデータセットから生成された2D画像にシェーディングを適用し、シェーディングされた2D画像を表示する技術的効果は、3D外観を有し、したがって診断をより容易にするシェーディングされた2D画像を生成することである。

30

40

【0035】

一実施形態として、方法は、超音波撮像システムで取得されたデータセットの画像値を高さ値と相関させることと、前記高さ値の勾配を決定することと、前記決定された勾配を使用して前記データセットから生成された2D画像にシェーディングを適用することと、

50

前記シェーディングされた 2 D 画像を表示することを含む。前記方法の第 1 の例では、前記データセットは、カラーデータを含む。前記方法の第 2 の例では、前記データセットは、カラードブラデータセットであり、前記画像値は、前記カラードブラデータセットからのパワー成分を含む。前記方法の第 3 の例では、前記データセットは、B モードデータセットであり、前記画像値は、前記 B モードデータセットからの強度値を含む。一例では、画像値を前記高さ値と関連させることは、前記データセットから生成された前記 2 D 画像の各ピクセルに対して、前記画像値と前記高さ値との間の関係を使用して画像値を対応する高さ値に変換することを含む。さらに、前記高さ値の前記勾配を決定することは、前記高さ値の各高さ値の個別の勾配を決定することを含んでもよく、各高さ値は、対応するピクセルと関連付けられ、各高さ値の前記個別の勾配は、前記 2 D 画像内の前記対応するピクセルに隣接するピクセルの高さ値の間の差に基づく。さらに、各高さ値の各個別の勾配は、表面法線を含んでもよく、シェーディングを前記 2 D 画像に適用することは、前記 2 D 画像の各対応するピクセルの前記表面法線を使用してシェーディングを前記 2 D 画像に適用することを含んでもよい。

10

【0036】

前記方法の別の例では、前記シェーディングされた 2 D 画像を表示することは、前記シェーディングされた 2 D 画像を前記超音波撮像システムの表示画面を介して表示することを含む。前記方法は、前記超音波撮像システムのメモリから前記データセットにアクセスすることをさらに含んでもよい。さらに、前記方法は、前記画像値を高さ値に関連させることおよび前記勾配を決定することの前に、前記画像値をフィルタリングすることを含んでもよい。さらに別の例では、前記決定された勾配を使用してシェーディングを前記 2 D 画像に適用することは、前記決定された勾配の表面法線の関数であるシェーディングモデルに基づいてシェーディングを前記 2 D 画像に適用することを含み、前記シェーディングモデルは、拡散鏡面シェーディングモデル、Phong 反射モデル、Blinn-Phong シェーディングモデル、および鏡面ハイライトシェーディングモデルの 1 つまたは複数を含む。

20

【0037】

別の実施形態として、方法は、超音波撮像システムで取得されたデータセットであって、前記データセットから生成された 2 D 画像の各ピクセルのパワー成分を含む前記データセットにアクセスすることと、各ピクセルの前記パワー成分を高さ値に変換することによって前記 2 D 画像をレリーフ画像として解釈することと、各高さ値の勾配を決定することと、各決定された勾配の表面法線を使用して前記 2 D 画像をシェーディングすることと、前記シェーディングされた 2 D 画像を表示することを含む。前記方法の一例では、前記 2 D 画像をシェーディングすることは、各決定された勾配の前記表面法線を使用してシェーディングモデルを前記 2 D 画像に適用することを含み、前記シェーディングモデルは、拡散鏡面シェーディングモデル、Phong 反射モデル、Blinn-Phong シェーディングモデル、および鏡面ハイライトシェーディングモデルの 1 つまたは複数を含む。前記方法の別の例では、前記データセットは、カラーデータを含み、前記超音波撮像システムは、カラードブラ超音波撮像システムである。さらに、各ピクセルの前記パワー成分を高さ値に変換することは、カラーデータを含む前記 2 D 画像のピクセルを選択することと、各選択されたピクセルの前記パワー成分を前記高さ値に変換することを含んでもよい。前記方法は、カラーデータを含まない前記 2 D 画像のピクセルをシェーディングしないことをさらに含んでもよい。前記方法は、前記選択されたピクセルの前記パワー成分をフィルタリングすることと、各選択されたピクセルの前記フィルタリングされたパワー成分を前記高さ値に変換することとをさらに含んでもよい。

30

40

【0038】

さらに別の実施形態として、超音波撮像システムは、超音波プローブと、表示装置と、前記超音波プローブおよび前記表示装置に通信可能に接続され、前記メモリから前記超音波プローブで取得されたデータセットにアクセスすること、2 D 画像を前記データセットから生成することであって、前記 2 D 画像の各ピクセルは、パワー成分を含む生成するこ

50

と、各ピクセルの前記パワー成分を高さ値に変換すること、各高さ値の勾配表面法線を決定すること、前記勾配表面法線を使用して前記 2 D 画像をシェーディングすること、および前記シェーディングされた 2 D 画像を前記表示装置を介して表示すること、のためにメモリに記憶された命令を含むプロセッサとを備える。一例では、前記超音波撮像システムは、カラードブラ超音波撮像システムである。別の例では、各高さ値の前記勾配表面法線を決定することは、選択されたピクセルに対して、前記選択されたピクセルに隣接するピクセルの中心差分および高さ値を使用して前記選択されたピクセルの高さ値の前記勾配表面法線を決定することを含む。

【 0 0 3 9 】

本明細書で使用する場合、単数形で列挙され、「1つの (a) 」または「1つの (a n) 」という単語に続けられる要素またはステップは、このような除外が明示的に述べられない限り、複数の前記要素またはステップを除外しないと理解されるべきである。さらに、本発明の「一実施形態」への言及は、列挙された特徴をも組み込む追加の実施形態の存在を除外するものとして解釈されることを意図しない。さらに、明示的に反対の記載がない限り、特定の特性を有する要素または複数の要素を「備える (c o m p r i s i n g) 」、「含む (i n c l u d i n g) 」、または「有する (h a v i n g) 」実施形態は、その特性を有さない追加のそのような要素を含むことができる。「含む (i n c l u d i n g) 」および「そこにある (i n w h i c h) 」という用語は、それぞれの用語「備える (c o m p r i s i n g) 」および「その (w h e r e i n) 」の明示的な均等物として使用される。さらに、「第 1 の」、「第 2 の」、および「第 3 の」などの用語は、単にラベルとして使用され、それらの対象に数値的要件または特定の位置的順序を課することを意図しない。

【 0 0 4 0 】

本明細書は、最良の態様を含めて本発明を開示するとともに、いかなる当業者も、任意の装置またはシステムの作製および使用ならびに任意の組み込まれた方法の実行を含め、本発明を実施することを可能にするために、実施例を使用する。本発明の特許可能な範囲は、特許請求の範囲によって定義されるとともに、当業者に想起される他の実施例を含んでもよい。そのような他の実施例は、特許請求の範囲の文言と異ならない構造要素を有する場合、または特許請求の範囲の文言と実質的な差のない等価の構造要素を含む場合、特許請求の範囲内にあることが意図されている。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 1 】

- 1 0 0 超音波撮像システム
- 1 0 1 送信ビーム形成器
- 1 0 2 送信器
- 1 0 4 素子
- 1 0 6 プローブ
- 1 0 8 受信器
- 1 1 0 受信ビーム形成器
- 1 1 5 ユーザインターフェース
- 1 1 6 プロセッサ
- 1 1 8 表示装置
- 1 2 0 メモリ
- 2 0 0 2 D 超音波画像
- 2 0 2 シェーディングされた 2 D 超音波画像
- 2 0 4 ピクセル
- 2 0 8 シェーディング
- 4 0 0 シェーディングされていない 2 D ドブラ超音波画像
- 5 0 0 シェーディングされた 2 D ドブラ超音波画像
- 6 0 0 シェーディングされていない 2 D B モード超音波画像

【圖 1】



【圖 2】

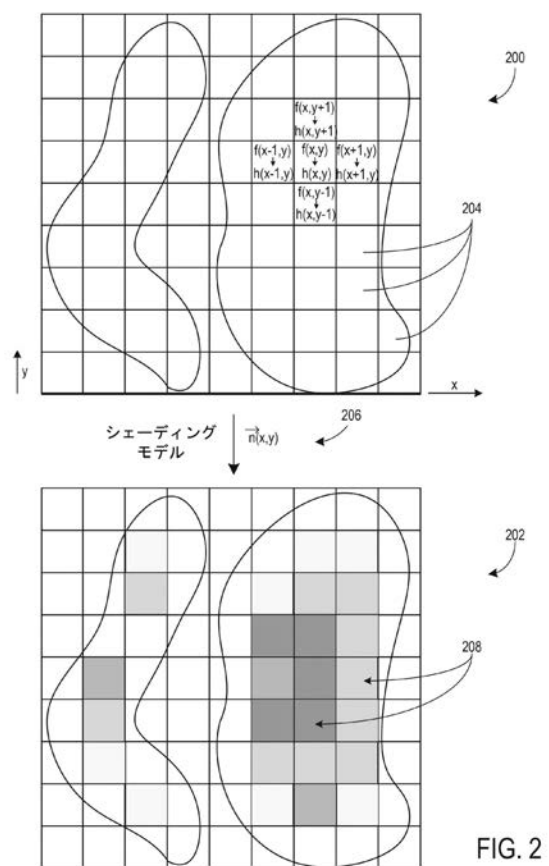
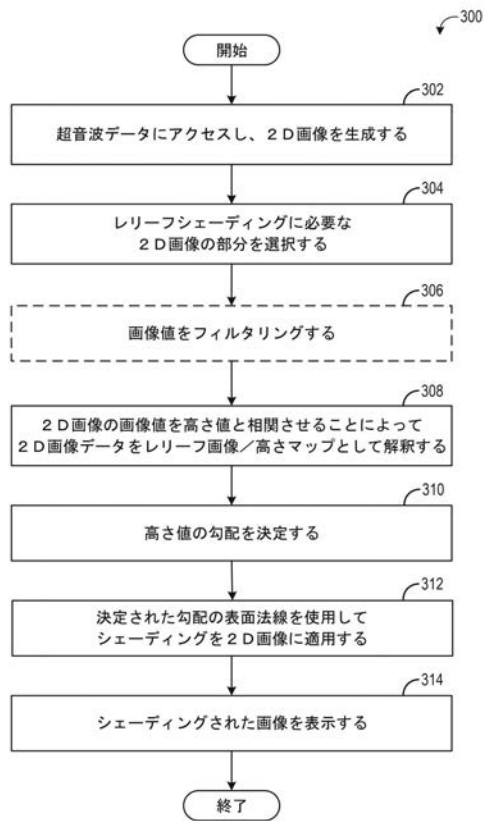


FIG. 2

【 図 3 】



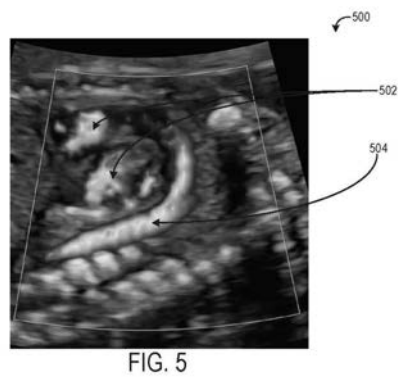
【 図 6 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 ジェラルド・シュロエッカー

オーストリア、オーストリア・４８７１、ツィップフ、ティーフェンバッハ、１５

(72)発明者 ダニエル・ジョン・バクトン

オーストリア、オーバーエスターライヒ・４８７１、ツィップフ、ティーフェンバッハ、１５

Fターム(参考) 4C601 BB02 DE04 JB34 JB41 JB46 JC06 JC09 JC10 KK02 KK12

【外国語明細書】

2018187371000001.pdf

专利名称(译)	用于阴影二维超声图像的方法和系统		
公开(公告)号	JP2018187371A	公开(公告)日	2018-11-29
申请号	JP2018084624	申请日	2018-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ジェラルドシュロエッカー ダニエルジョンバックトン		
发明人	ジェラルド・シュロエッカー ダニエル・ジョン・バックトン		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5215 G06T11/00 A61B8/06 A61B8/461 A61B8/54 G06T7/0012 G06T7/50 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE04 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB46 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/KK02 4C601/KK12		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小島 猛		
优先权	15/587733 2017-05-05 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A，使用从超声图像数据的标量值来确定的梯度，以用于遮蔽从超声数据中产生的二维超声图像提供各种方法和系统。作为示例性的，方法，用途和被关联到所获取的数据中的超声成像系统中设置的高度值的图像值，并且确定所述高度值的斜率，确定的斜率和施加到阴影从所述数据集生成的2D图像，并显示阴影的2D图像。

