

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-509429

(P2017-509429A)

(43) 公表日 平成29年4月6日 (2017. 4. 6)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-560010 (P2016-560010)
 (86) (22) 出願日 平成27年3月24日 (2015. 3. 24)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年11月8日 (2016. 11. 8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/022193
 (87) 国際公開番号 W02015/153189
 (87) 国際公開日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8)
 (31) 優先権主張番号 14/230, 491
 (32) 優先日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
 4 5、スケネクタディ、リバーロード、1
 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 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100113974
 弁理士 田中 拓人
 (74) 代理人 100115462
 弁理士 小島 猛

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 鏡面反射体を追跡するための超音波画像化システムおよび方法

(57) 【要約】

超音波画像化システムおよび方法が、プロセッサで、鏡面反射体特徴を有する超音波チャネルデータのサブセットを識別すること、およびプロセッサで、超音波チャネルデータのサブセットに鏡面反射体処理法を実施して鏡面反射体の位置および向きを少なくとも一方を計算すること、を含む。上記システムおよび方法は、鏡面反射体の位置および向きを少なくとも一方に基づいてアクションを実行することを含む。

【選択図】 図 1

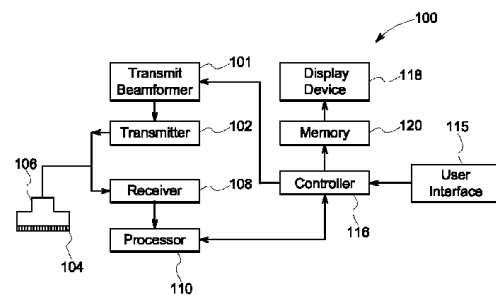


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

プロセッサ(106)およびディスプレイ装置(118)を含む超音波画像化システム(100)を用いて超音波画像化する方法(200)であって、

超音波チャンネルデータをプローブ(106)で取得すること(202)、

前記プロセッサ(110)で、鏡面反射体特徴を有する前記超音波チャンネルデータのサブセットを識別すること(204)、

前記プロセッサ(110)で、前記超音波チャンネルデータの前記サブセットに鏡面反射体処理法を実施して鏡面反射体(408、614、704)の位置および向きの少なくとも一方を計算すること(206)、および

前記プロセッサ(110)で、前記鏡面反射体の前記位置および前記向きの少なくとも一方に基づいてアクションを実行すること(208)

を含む方法(200)。

【請求項 2】

前記プローブ(106)が2Dマトリクスアレイプローブを備える、請求項1に記載の方法(200)。

【請求項 3】

前記超音波チャンネルデータを加算法を用いてビーム形成して超音波画像を生成することをさらに含む、請求項1に記載の方法(200)。

【請求項 4】

前記アクションを実行することが、前記鏡面反射体の前記位置および前記向きの少なくとも一方に基づいて前記鏡面反射体の強調した表現を前記超音波画像と共通表示することを含む、請求項3に記載の方法(200)。

【請求項 5】

前記鏡面反射体の前記強調した表現がラインまたは曲線を含む、請求項4に記載の方法(200)。

【請求項 6】

鏡面反射体の前記強調した表現が、前記鏡面反射体の前記位置および前記向きを表すアイコン(624)を含む、請求項4に記載の方法(200)。

【請求項 7】

前記鏡面反射体処理法を実施することにより鏡像が生成され、前記方法が前記超音波画像上に重ね合わされた前記鏡像を表示することをさらに含む、請求項3に記載の方法(200)。

【請求項 8】

前記アクションを実行することが、前記鏡面反射体の前記位置および前記向きの少なくとも一方を外部システムに送信することを含む、請求項1に記載の方法(200)。

【請求項 9】

前記外部システムが手術ナビゲーションシステムを備える、請求項8に記載の方法(200)。

【請求項 10】

前記超音波チャンネルデータの前記サブセットを前記鏡面反射体特徴で識別することが、前記超音波チャンネルデータの分散を解析することを含む、請求項1に記載の方法(200)。

【請求項 11】

前記鏡面反射体処理法が、前記鏡面反射体の前記位置および前記鏡面反射体の前記向きの少なくとも一方を、前記鏡面反射体が入射角に等しい反射角で超音波エネルギーを反射すると仮定することによって計算することを含む、請求項1に記載の方法(200)。

【請求項 12】

前記アクションを実行することが、前記超音波画像内の前記鏡面反射体の予め設定された距離以内の領域に後処理法を適用してヘーズアーチファクトを除去または低減すること

10

20

30

40

50

を含む、請求項 3 に記載の方法 (2 0 0)。

【請求項 1 3】

前記超音波チャネルデータを取得することが、非集束超音波エネルギーを送ることを含む、請求項 1 に記載の方法 (2 0 0)。

【請求項 1 4】

プローブ (1 0 6) と、

ディスプレイ装置 (1 1 8) と、

前記プローブ (1 0 6) と電子通信する受信機 (1 0 8) と、

前記受信機 (1 0 8) および前記ディスプレイ装置 (1 1 8) と電子通信するプロセッサ (1 1 0) と

10

を備える超音波画像化システム (1 0 0) であって、

前記プロセッサ (1 1 0) が、

前記受信機 (1 0 8) から超音波チャネルデータを受信し、

鏡面反射体特徴を有する前記超音波チャネルデータのサブセットを識別し、

前記超音波チャネルデータの前記サブセットに鏡面反射体処理法を実施して鏡面反射体 (4 0 8 、 6 1 4 、 7 0 4) の位置および向き of の少なくとも一方を計算し、

前記鏡面反射体の前記位置および前記向きの少なくとも一方に基づいてアクションを実行する

ように構成される、超音波画像化システム (1 0 0)。

【請求項 1 5】

20

前記プロセッサ (1 1 0) が、前記鏡面反射体の前記位置および前記向きの少なくとも一方を外部システムに送信するアクションを実行するように構成される、請求項 1 4 に記載の超音波画像化システム (1 0 0)。

【請求項 1 6】

前記プロセッサ (1 1 0) が、前記超音波チャネルデータに基づいて超音波画像を生成するように構成される、請求項 1 4 に記載の超音波画像化システム (1 0 0)。

【請求項 1 7】

前記プロセッサ (1 1 0) が、前記鏡面反射体の強調した表現を前記超音波画像に重ね合わせることによって強調画像を生成し、前記強調画像を表示するアクションを実行するように構成される、請求項 1 6 に記載の超音波画像化システム (1 0 0)。

30

【請求項 1 8】

前記プロセッサ (1 1 0) が、前記強調画像をリアルタイムに更新するように構成される、請求項 1 7 に記載の超音波画像化システム (1 0 0)。

【請求項 1 9】

前記プロセッサ (1 1 0) が、前記超音波チャネルデータを解析して鏡面反射体を表す信号分布を有する前記超音波チャネルデータのサブセットを識別することにより、前記超音波チャネルデータの前記サブセットを識別するように構成される、請求項 1 4 に記載の超音波画像化システム (1 0 0)。

【請求項 2 0】

前記プロセッサ (1 1 0) が、前記プローブ (1 0 6) を制御して前記プローブ (1 0 6) によって送信されるビームを前記鏡面反射体の前記位置および前記向きの少なくとも一方に基づいて前記鏡面反射体の方へ向け、それによって反射ビームが前記プローブ (1 0 6) によって検出可能となるようにさらに構成される、請求項 1 4 に記載の超音波画像化システム (1 0 0)。

40

【請求項 2 1】

前記プローブ (1 0 6) 、前記プロセッサ (1 1 0) 、および前記ディスプレイ装置 (1 1 8) と電子通信するコントローラ (1 1 6) をさらに備え、前記コントローラ (1 1 6) が、前記プローブ (1 0 6) を制御して前記超音波チャネルデータを取得すると共に、前記プロセッサ (1 1 0) を制御して前記超音波チャネルデータの前記サブセットを識別し、前記鏡面反射体処理法を実施し、前記鏡面反射体の前記位置および前記向きの前記

50

少なくとも一方に基づいて前記アクションを実行するように構成される、請求項 14 に記載の超音波画像化システム (100)。

【請求項 22】

前記プロセッサ (110) が、ソフトウェアビームフォーマまたはソフトウェアビームフォーマの構成要素を備える、請求項 14 に記載の超音波画像化システム (100)。

【請求項 23】

プロセッサ (110) およびディスプレイ装置 (118) を含む超音波画像化システム (100) を用いて患者の中で超音波画像化する方法であって、

前記患者の中の関心領域内で介入装置を操作すること、

前記関心領域の超音波チャンネルデータを取得すること、

前記介入装置が操作されるときに、

前記プロセッサ (110) で、鏡面反射体特徴を有する前記超音波チャンネルデータのサブセットを識別するステップと、

前記プロセッサ (110) で、前記超音波チャンネルデータの前記サブセットに鏡面反射体処理法を実施して前記介入装置の位置および向き of の少なくとも一方を計算するステップと、

前記超音波チャンネルデータを加算法に従ってビーム形成して超音波画像を生成するステップと、

前記プロセッサ (110) で、前記鏡面反射体の強調した表現を生成するステップと、

前記ディスプレイ装置 (118) 上に前記強調画像を表示して前記介入装置の前記位置を示すステップと

をリアルタイムに実行すること

を含む方法。

【請求項 24】

前記鏡面反射体の前記強調した表現が、前記強調画像の非鏡面部分よりも高い反射率を有する表面として描画される、請求項 23 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、一般に、超音波チャンネルデータに基づいて鏡面反射体 (specular reflector) を追跡し、鏡面反射体の位置および向き of の少なくとも一方に基づいてアクションを実行するための超音波画像化システム (ultrasound imaging system) および方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波ビーム形成法 (ultrasound beamforming techniques) は、受信反射音響が超音波エネルギーを実質的に全方向に反射する拡散反射体から来ることを前提としている。この前提で、患者の軟部組織を画像化するときには有用かつ効果的であることが分かる。しかしながら、鏡面反射の基礎となる物理的現象は拡散反射とは大きく異なる。鏡面反射は、硬い水平面に超音波エネルギーを当てることによって得られる鏡のような反射である。鏡面反射は、介入装置 (interventional devices) や埋込み型装置 (implantable devices) などの金属体を画像化するときに通じている。鏡面反射は、拡散反射の場合のように超音波エネルギーを実質的にすべての方向に反射するのではなく、一般に、反射ビームの反射角が入射角に等しい位置で非常に強く、鏡面反射は、他の大半の場所で信号をほとんど生成しない。

【0003】

鏡面反射体は、鏡面反射体に近接する領域内のヘーズアーチファクト (haze artifact) などのアーチファクトを画像化するのに寄与することができる。鏡面反射

10

20

30

40

50

体が十分薄い場合、鏡面反射体は、鏡面反射体内で前後に反射する超音波から生成されるリングアーチファクト (ringing artifact) に寄与することもできる。ヘーズアーチファクトおよびリングアーチファクトは共に、得られる超音波画像の質を低下させる可能性があり、極端な場合、臨床医が超音波データに基づいて不正確な結論を出すことにつながる可能性すらある。

【0004】

一般に鏡面反射体である介入装置、例えば、カテーテル、ガイドワイヤ、針、およびその他の装置のリアルタイム位置を追跡するために超音波画像化を使用することが望ましい。従来の超音波画像化システムは、鏡面反射体がこのシステムのトランスデューサアレイと垂直であるときに、鏡面反射体から非常に強い反射信号を受信することができる。鏡面反射体が、反射された超音波エネルギーがトランスデューサアレイにほとんどまたは全くあたらないように配置された状況では、鏡面反射体を画像化するのは不可能となる。しかしながら、さらに他の状況によれば、鏡面的に反射された超音波エネルギーの一部がアレイにあたる可能性がある。これにより、入射角が反射角と同じである素子に対応するチャネルのほんの一部の中で非常に強い信号になる。しかしながら、他のすべてのチャネルの中では、鏡面反射体から超音波信号はほとんど受信されない。標準的なビーム形成法は、反射体が拡散反射体として挙動することを前提としている。したがって、標準的なビーム形成法は、一般に、超音波画像を形成するために複数のチャネルからの信号を合計する。この手法は、画像化される材料が拡散反射体のように挙動する軟部組織またはその他の環境にとって非常に有効であることが分かっているが、鏡面反射体を画像化するときには有効でない。鏡面反射体は、入射角が反射角に等しい素子以外の素子に重要な信号を与えることはない。従来のビーム形成法が鏡面反射を含む超音波データに適用される場合、鏡面反射体の寄与は、加算プロセス中に最小限に抑えられる傾向がある。したがって、従来のビーム形成法は、鏡面反射体を画像化するために有効ではない。

【0005】

超音波画像化システム上の介入装置の位置を表示することは望ましいことが多い。従来のシステムは、介入装置の位置をリアルタイムに決定するために、電磁追跡システムや光学追跡システムなどの外部追跡システムを使用することがある。しかしながら、外部追跡システムを使用すると、システム全体に追加の費用および複雑性が加わる。さらに、超音波システムは、介入装置の位置および/または軌道を示すデータがリアルタイムに表示されるべきである場合に追跡システムとインタフェースをとるように構成される必要がある。

【0006】

画像化されている針に対してプローブを一定の相対位置に保つ固定具として働く針ガイドを使用することも知られている。この手法は針を画像化するために有効であるが、プローブおよび針と組み合わされる針ガイドは、独立した針よりもかさばりかつ操作するのが潜在的に困難である。さらに、この手法は、患者の中に完全に配置される他の種類の介入装置を追跡するのに役立たない。

【0007】

これらおよびその他の理由で、鏡面反射体を追跡し、鏡面反射体の位置および/または向きに基づいてアクションを実行するための改良された方法および超音波画像化システムが所望される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】欧州特許第2494926号明細書

【発明の概要】

【0009】

上述した短所、欠点および問題は本明細書において対処され、これは、下記明細書を読み理解することによって理解されるであろう。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

一実施形態では、プロセッサおよびディスプレイ装置を含む超音波画像化システムを用いて超音波画像化する方法が、超音波チャネルデータを取得すること、および、プロセッサで、鏡面反射体特徴を有する超音波チャネルデータのサブセットを識別すること、を含む。方法は、プロセッサで、超音波チャネルデータのサブセットに鏡面反射体処理法を実施して鏡面反射体の位置および向き of の少なくとも一方を計算することを含む。方法は、プロセッサで、鏡面反射体の位置および向き of の少なくとも一方に基づいてアクションを実行することを含む。

【 0 0 1 1 】

一実施形態では、超音波画像化システムが、プローブと、ディスプレイ装置と、プローブと電子通信する受信機と、受信機およびディスプレイ装置と電子通信するプロセッサと、を含む。プロセッサは、受信機から超音波チャネルデータを受信し、鏡面反射体特徴を有する超音波チャネルデータのサブセットを識別するように構成される。プロセッサは、超音波チャネルデータのサブセットに鏡面反射体処理法を実施して鏡面反射体の位置および向き of の少なくとも一方を計算するように構成される。プロセッサは、鏡面反射体の位置および向き of の少なくとも一方に基づいてアクションを実行するように構成される。

【 0 0 1 2 】

別の実施形態では、プロセッサおよびディスプレイ装置を含む超音波画像化システムを用いて患者の中で超音波画像化する方法が、患者の中の関心領域内で介入装置を操作することを含む。方法は、関心領域の超音波チャネルデータを取得すること、および介入装置が操作されるときに下記ステップをリアルタイムに実行することを含む。プロセッサで、鏡面反射体特徴を有する超音波チャネルデータのサブセットを識別するステップ。プロセッサで、超音波チャネルデータのサブセットに鏡面反射体処理法を実施して介入装置の位置および向き of の少なくとも一方を計算するステップ。超音波チャネルデータを加算法に従ってビーム形成して超音波画像を生成するステップ。プロセッサで、鏡面反射体の強調した表現を生成するステップ、および超音波画像上に強調画像を表示して介入装置の位置を示すステップ。

【 0 0 1 3 】

本発明の他の様々な特徴、目的、および利点は、添付図面および添付図面の詳細な説明から当業者には明らかになるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 一実施形態による超音波画像化システムの概略図である。

【 図 2 】 一実施形態による方法の流れ図である。

【 図 3 】 一実施形態による鏡面反射および拡散反射の概略図である。

【 図 4 】 一実施形態による鏡面反射の概略図である。

【 図 5 】 一実施形態による方法の流れ図である。

【 図 6 】 一実施形態による強調画像の概略図である。

【 図 7 】 一実施形態による強調画像の概略図である。

【 図 8 】 一実施形態による強調画像の概略図である。

【 図 9 】 一実施形態による強調画像の概略図である。

【 図 1 0 】 一実施形態による方法の流れ図である。

【 図 1 1 】 一実施形態による画像化構成の概略図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

以下の詳細な説明では、この説明の一部を形成する添付図面を参照し、添付図面には、実施することができる特定の実施形態が例として示されている。これらの実施形態は、当業者が実施形態を実施することができるように十分詳細に説明されており、他の実施形態が利用され得ること、ならびに論理的変更、機械的変更、電気的変更およびその他の変更が実施形態の範囲から逸脱することなくなされ得ることを理解すべきである。したがって

、以下の詳細な説明は本発明の範囲を限定するものと見なされるべきでない。

【0016】

図1は、一実施形態による超音波画像化システム100の概略図である。超音波画像化システム100は、パルス状超音波信号を組織（図示せず）の中へ放出するためにプローブ106内の素子104を駆動する送信ビームフォーマ（transmit beamformer）101および送信機102を含む。プローブ106は、直線アレイ、フェーズドアレイ、曲線アレイ、機械的3Dプローブ、または2Dマトリクスアレイプローブ、あるいは様々な実施形態による他の種類の超音波プローブとすることができる。例示的な一実施形態によれば、プローブ106は、方位角方向と仰角方向の両方向に完全に操縦できるようにするために2Dマトリクスアレイプローブとすることができる。パルス状超音波信号は血球や筋肉組織などの組織内の構造から後方散乱されて、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、すなわち超音波チャンネルデータに変換され、電気信号は受信機108によって受信される。本開示の目的で、「超音波チャンネルデータ」という用語は、ビーム形成前に複数の異なるチャンネルからのデータを含むものと定義される。したがって、超音波チャンネルデータは、プローブ106か受信機108のどちらかからのデータを意味することができる。プロセッサ110は、受信機108から超音波チャンネルデータを受信する。プロセッサ110は、グラフィックス処理ユニット（GPU）、マイクロプロセッサ、中央処理装置（CPU）、デジタル信号プロセッサ（DSP）、または論理演算を実行することができる他の種類のプロセッサのうちの任意の1つまたは複数を含む1つまたは複数のプロセッサを備えることができる。プロセッサ110はソフトウェアビームフォーマを備えることができるが、プロセッサ110は、他の実施形態ではソフトウェアビームフォーマから分離していてもよいことが理解されるべきである。上記のように、プロセッサ110は、受信機108から超音波チャンネルデータを受信する。その場合、プロセッサ110は、関心領域または関心ボリューム内の特定の場所に焦点を合わせるために、超音波チャンネルデータに適切な遅延を適用する。プロセッサ110は、超音波チャンネルデータで遡及的送信ビーム形成（retrospective transmit beamforming）を実行するように構成することができる。

10

20

30

40

【0017】

プロセッサ110は、超音波チャンネルデータで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演算を実行するようになされてもよい。超音波チャンネルデータは、エコー信号が受信されるときに走査セッション中にリアルタイムで処理することができる。本開示の目的で、「リアルタイム」という用語は、何らの意図的な遅延なしに実行される手順を含むものと定義される。例えば、一実施形態は、7～20フレーム数/秒のリアルタイムフレームレートでデータを取得し表示することができる。しかしながら、リアルタイムフレームレートは、データの各フレームを取得するためにかかる時間の長さに依存し得ることが理解されるべきである。したがって、比較的大きい領域またはボリュームのデータを取得するとき、リアルタイムフレームレートは遅くなることがある。したがって、いくつかの実施形態は、20フレーム数/秒よりもかなり速いリアルタイムフレームレートを有することができるが、他の実施形態は、7フレーム数/秒よりも遅いリアルタイムフレームレートを有することができる。データは、走査セッション中にバッファ（図示せず）に一時的に保存され、ライブまたはオフライン動作でリアルタイム未満で処理することができる。本発明のいくつかの実施形態は、処理タスクをこなすために複数のプロセッサ（図示せず）および/またはマルチコアプロセッサを含むことができる。

50

【0018】

他の実施形態（図示せず）によれば、図1に示されているプロセッサ110は、2つ以上の別個の構成要素に置き換えることができる。例えば、一実施形態は、受信機108とコントローラ116との間に共に並列接続されたプロセッサおよび別個のソフトウェアビームフォーマ（図示せず）を含むことができる。この実施形態によれば、プロセッサおよびソフトウェアビームフォーマは共に、受信機108から超音波チャンネルデータを受信す

50

ることになる。ソフトウェアビームフォーマは、例えばビーム形成演算を実行することになり、プロセッサは、鏡面反射体の識別に関連する計算を超音波チャンネルデータで実行することになる。一実施形態によれば、プロセッサは、鏡面反射体の位置および向きを超音波チャンネルデータで計算し、任意の鏡面反射体の位置および/または向きを指定する座標をコントローラ 116 に送信することができる。別の実施形態によれば、ソフトウェアビームフォーマは、超音波チャンネルデータに基づいて画像を生成することができ、プロセッサは 2 次画像を生成することができる。2 次画像は、例として、鏡面反射体の図を示す情報を含むことができる。コントローラ 116 は、2 次画像を標準超音波画像の上部にオーバーレイとして表示することができ、あるいは 2 次画像は、標準超音波画像の一部または全部を置き換えることができる。任意の鏡面反射体に関連する情報を表示する様々な方法について、様々な実施形態に従って以下に説明する。

10

【0019】

いくつかの例示的な実施形態によれば、プローブ 106 は、送信ビームフォーミングおよび/または受信ビームフォーミングの一部または全部を行う構成要素を収容することができる。例えば、送信ビームフォーマ 101、送信機 102、受信機 108、およびプロセッサ 110 の一部または全部がプローブ 106 の中にあってもよい。「走査 (scan)」または「走査する (scanning)」という用語はまた、本開示では、超音波信号を送受信するプロセスを通じてデータを取得することを指して用いられることがある。さらに、「データ」または「超音波チャンネルデータ」という用語は、本開示では、超音波画像化システムで取得される 1 つまたは複数のデータセットを指して用いられることがある。ユーザインタフェース 115 は、患者データの入力を制御すること、走査パラメータまたは表示パラメータを変更すること、などを含む、超音波画像化システム 100 の動作を制御するために使用することができる。

20

【0020】

超音波画像化システム 100 は、送信ビームフォーマ 101、送信機 102、および受信機 108 を制御するためのコントローラ 116 も含む。コントローラ 116 は、いくつかの実施形態に従ってプロセッサ 110 を制御することができる。他の実施形態によれば、プロセッサ 110 は、コントローラ 116 の下位構成要素とすることができる。他の実施形態によれば、プロセッサ 110 は、図 1 に示されているように処理済みデータをコントローラ 116 に送信することに代えて、表示用の画像をメモリ 120 またはディスプレイ装置 118 に直接出力することができる。図 1 を再び参照すると、コントローラ 116 はプローブ 106 と電子通信する。コントローラ 116 は、データを取得するためにプローブ 106 を制御することができる。コントローラ 116 は、素子 104 のうちのどれが能動的であるかを制御すると共に、プローブ 106 から放出されるビームの形状を制御する。コントローラ 116 はディスプレイ装置 118 ととも電子通信し、コントローラ 116 は超音波チャンネルデータを処理して、ディスプレイ装置 118 上に表示するための画像にすることができる。本開示の目的で、「電子通信」という用語は、有線接続と無線接続の両方を含むものと定義することができる。コントローラ 116 は、一実施形態に従って中央処理装置 (CPU) を含むことができる。他の実施形態によれば、コントローラ 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)、グラフィックボードなどの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、コントローラ 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。

30

40

【0021】

超音波画像化システム 100 は、超音波チャンネルデータを、例えば 10 Hz ~ 30 Hz のフレームレートで連続的に取得することができる。超音波チャンネルデータから生成される画像は、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、超音波チャンネルデータを異なるレートで取得し表示することができる。例えば、いくつかの実施形態は、関心領域のサイズおよび対象とする用途に応じて超音波チャンネルデータを 10 Hz 未満または 30 Hz 超のフレームレートで取得することができる。その後の時間に

50

表示用の処理済み画像フレームを保存するためにメモリ 120 が含まれる。各画像フレームは、メモリ 120 からの適切な順序での検索を容易にするために、取得の時間または相対的時間を示す関連タイムスタンプを含むことができる。メモリ 120 は、任意の既知のデータ記憶媒体を備えることができる。

【0022】

随意に、本発明の諸実施形態は造影剤を利用して実施することができる。コントラストイメージングは、マイクロバブルを含む超音波造影剤を使用するときに身体内の解剖学的構造および血流の強調画像を生成する。造影剤を使用しているときに超音波チャネルデータを取得した後、画像解析は、高調波成分および線形成分を分離すること、高調波成分を強調すること、および強調された高調波成分を利用することにより超音波画像を生成すること、を含む。受信信号からの高調波成分の分離は、適切なフィルタを使用して行われる。超音波画像化に造影剤を使用することは、当業者にはよく知られており、したがってさらに詳細には説明しない。

10

【0023】

本発明の様々な実施形態では、超音波チャネルデータは、プロセッサ 110 によって他のまたは異なるモード関連モジュール（例えば、Bモード、カラードップラ、Mモード、カラーMモード、スペクトルドップラ、エラストグラフィ、TVI、歪み、歪み速度、など）で処理して2Dまたは3Dデータを作ることができる。例えば、1つまたは複数のモジュールが、Bモード、カラードップラ、Mモード、カラーMモード、スペクトルドップラ、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、などを生成することができる。画像ビームおよび/または画像フレームは保存され、データがメモリに取得された時を示すタイミング情報を記録することができる。上記モジュールは、例えば、画像フレームを座標ビーム空間から表示空間座標に変換するために走査変換演算を実行する走査変換モジュールを含むことができる。患者に処置が実施されている間にメモリから画像フレームを読み取り、その画像フレームをリアルタイムで表示する映像プロセッサモジュールが設けられてもよい。映像プロセッサモジュールは画像フレームを画像メモリに保存することができ、画像は画像メモリから読み取られ表示される。

20

【0024】

図2は、例示的な一実施形態による方法の流れ図である。流れ図の個々のブロックは、方法200に従って実行され得る各ステップを表す。追加の実施形態は異なる順序で示されるステップを実行することができる、かつ/または追加の実施形態は図2に示されていない追加のステップを含むことができる。方法200の技術的效果は、鏡面反射体の位置および向き少なくとも一方に基づいてアクションを実行することである。

30

【0025】

ここで図1および図2を参照すると、ステップ202で、コントローラ116は、送信ビームフォーマ101、送信機102、およびプローブ106を制御して超音波チャネルデータを取得する。超音波チャネルデータは、2D超音波チャネルデータまたは3D超音波チャネルデータを含むことができる。各チャネルは、プローブ106内の1つまたは複数の素子104からデータを搬送することができる。超音波チャネルデータは、プローブ106の面に対して実質的に垂直な方向の複数のラインに沿って取得することができる、または、これらのラインの一部または全部は、ラインがプローブ106の面に対して垂直にならないように方位角方向か仰角方向のどちらかの方向に操縦することができる。別の実施形態によれば、ステップ202の間に超音波チャネルデータを取得するために非集束超音波エネルギーを使用することができる。例えば、ステップ202の間に超音波チャネルデータを取得するために、様々な種類の集束送信ビームに加えて平面波、球面波、または他の種類の非集束伝送方式を使用することができる。コントローラ116は、例として、関心領域または関心ボリューム内に離散焦点を有する送信ビームを放出するように送信ビームフォーマ101および送信機102を制御することができる。次に、プローブ106は、各ラインに沿って反射超音波信号を受信する。受信機108は、トランスデューサアレイの能動受信開口内にある素子104のすべてから未処理または生の超音波チャネル

40

50

データを受信する。プロセッサ 110 は、走査線に沿って異なる深さを表す複数の異なる点に画素値またはボクセル値を形成するために、生の超音波チャンネルデータを処理することができる。プロセッサ 110 は、各チャンネルからのデータを表す生の超音波チャンネルデータにアクセスできる。生の超音波チャンネルデータを受信した後、ソフトウェアビームフォーマは、各走査線に沿って特定の深さに焦点を合わせるために、超音波チャンネルデータに適切な遅延をかけることができる。プロセッサ 110 は、従来のハードウェアビームフォーマを模倣し、受信ビームを各走査線に沿って深さの関数として動的に集束させることもできる。ソフトウェアビームフォーマは、マルチライン取得 (MLA) を実行するように構成することができる。例えば、プロセッサ 110 は、各送信ラインに 2、4、6、8、または 16 本の受信ラインを取得することができる。プロセッサ 110 は、他の実施形態に従って各送信ラインに他の数の受信ラインを取得することができることが理解されるべきである。

10

【0026】

別の取得方式によれば、コントローラ 116 は、送信ビームフォーマ 101 および送信機 102 を制御して異なる焦点を持つ 2 つ以上の異なる波を送信することができ、したがって視野内の各場所は少なくとも 2 つの異なる方向から高周波の音波を当てられる。したがって、視野内の各場所に対して少なくとも 2 つのサンプルが複数の方向から取得される。プロセッサ 110 は、プローブ 106 から超音波チャンネルデータを受信し、超音波チャンネルデータに遡及的な動的集束 (RTF) を適用することができる。RTF を実行するとき、プロセッサ 110 は、各場所で取得された 2 つ以上のサンプルのうちの少なくとも 1 つに時間オフセットを適用する。次いで、プロセッサ 110 は、オフセットが適用された後でサンプルを合成することができる。オフセットを適用することによりサンプルを同相で合成することが可能になり、したがって、プロセッサ 110 は、取得されたサンプルを用いて、それぞれが異なる焦点を持つ 2 つ以上の異なる送信事象に基づいて画像を生成することができる。別の実施形態によれば、コントローラ 116 は、例えば平面波や球面波などの非集束超音波エネルギーを放出するように送信ビームフォーマ 101 を制御することができる。

20

【0027】

図 2 を参照すると、ステップ 204 で、プロセッサ 110 は、鏡面反射体特徴を有する超音波チャンネルデータのサブセットを識別する。超音波チャンネルデータのサブセットを識別するために使用される手法について、以下に詳細に説明する。

30

【0028】

図 3 は、鏡面反射 302 および非鏡面反射または拡散反射 306 の概略図である。図 3 は、鏡面反射 302 のグラフ図、鏡面反射ビームプロファイル 304、拡散反射 306 のグラフ図、および拡散ビームプロファイル 308 を含む。鏡面反射 302 のグラフ図は入射ビーム 310 および反射ビーム 312 を含む。反射ビーム 312 は、入射角 θ_i に等しい反射角 θ_r を有する。拡散反射は、1 つの入射ビーム 314 および複数の反射ビーム 316 を含む。複数の反射ビーム 316 はそれぞれ、点 318 を起源とする様々な方向に反射する。拡散反射 306 に示されている表面はでこぼこで不規則なものとして示されているのに対して、鏡面反射 302 に示されている表面は滑らかなものとして示されていることに留意されたい。鏡面反射は一般に、鏡面反射 302 に示されているように、表面が滑らかであるときにより多く見られる。

40

【0029】

鏡面反射ビームプロファイル 304 は、比較的高い振幅を持つ明確なピーク 320 を示している。ピーク 320 の振幅は、いくつかの実施形態に従って送信パルスとほぼ同じ程度とすることができる。受信信号の大部分は、ピークの位置 323 の設定距離以内にある。対照的に、拡散ビームプロファイル 308 には明確なピークがない。代わりに、拡散ビームプロファイル 308 はぎざぎざになっており、複数の異なるチャンネルにわたって広がる多数のピークを有する。拡散ビームプロファイル 308 は、拡散反射 306 に示されているように各拡散反射が複数の反射ビームを生成するために多数の極大値を含む。

50

【 0 0 3 0 】

図 4 は、一実施形態による鏡面反射の概略図である。図 4 は、複数の素子（図示せず）を含むトランスデューサアレイ 4 0 0 を含む。トランスデューサアレイ 4 0 0 は、第 1 の複数のトランスデューサ素子を備える送信開口 4 0 2 と第 2 の複数のトランスデューサ素子受信開口 4 0 4 とを含む。送信開口 4 0 2 内の第 1 の複数のトランスデューサ素子は、送信ビーム 4 1 0 を放出するように制御される。送信ビームフォーマ 1 0 1 および送信機 1 0 2 は、送信ビーム 4 1 0 を鏡面反射体 4 0 6 の表面上に示されている点 4 0 8 に集束させるために、送信開口 4 0 2 内の第 1 の複数のトランスデューサ素子に遅延をかける。例示的な送信ビームプロファイル 4 1 3 が送信開口 4 0 2 内の素子の上方に示されている。受信開口 4 0 4 は反射ビーム 4 1 4 を受信する。送信ビームプロファイル 4 1 3 は一般に例示的な一実施形態による凸曲線であるが、受信ビームプロファイル 4 1 8 には、送信ビームプロファイル 4 1 3 よりも狭い明確なピーク 4 2 0 がある。さらに、図 4 に示されている受信ビームプロファイル 4 1 8 は 2 つの極大値 4 2 2 を含む。

10

【 0 0 3 1 】

図 2 を再び参照すると、ステップ 2 0 4 で、プロセッサ 1 1 0 は、鏡面反射体特徴を有する超音波チャンネルデータのサブセットを識別する。図 3 および図 4 に関して論じたように、拡散反射体は、拡散反射 3 0 6 などの拡散反射を生成する傾向がある。超音波エネルギーで高周波の音波を当てられる拡散反射体の各点は、ある程度超音波エネルギーの非集束エミッタとして働く。拡散反射体は、複数の反射ビーム 3 1 6 で示されているように、超音波エネルギーをある程度均等に全方向に反射する傾向がある。拡散ビームプロファイル 3 0 8 は拡散反射の全方向性の性質を反映する。というのは、受信開口内の全チャンネルにわたる平均信号強度がほぼ同じであり、拡散ビームプロファイル 3 0 8 に示されているピークがすべてほぼ同じ高さであるからである。さらに、拡散ビームプロファイル 3 0 8 内のピークは、受信開口内のチャンネルにわたってある程度均等に分散される。

20

【 0 0 3 2 】

前述したように、鏡面反射 3 0 2 は、明確なピーク 3 2 0 を持つ鏡面プロファイル 3 0 4 になる。受信チャンネルは、鏡面反射体からエコーを受信したときに、チャンネルのサブセット内に鏡面反射ビームプロファイル 3 0 4 と類似の受信ビームプロファイルを示すことになる。他の受信チャンネル内の信号は、一般に、鏡面反射体を画像化したときに非常に低い。したがって、ステップ 2 0 4 で、プロセッサ 1 1 0 は、鏡面反射体特徴のチャンネルデータを解析することができる。鏡面反射体特徴は、チャンネルデータ内の受信信号の分布または分散を解析することによってチャンネルデータで識別することができる。例えば、一点の例示的な鏡面反射体特徴は、ほとんどのチャンネルの比較的低い信号値と図 3 に示されているピーク 3 2 0 などの単一ピークとを含むことができる。鏡面反射体を表すピークを示すチャンネルは、一般に、トランスデューサアレイ内に互いに空間的に近接して配置される素子に対応することになる。鏡面反射ビームプロファイル 3 0 4 は、例えば、トランスデューサアレイ内に互いに隣接する少数の素子からのピーク 3 2 0 を含む。鏡面反射体特徴を有する超音波チャンネルデータのサブセットを識別する別の方法は、超音波チャンネルデータの分散を解析することである。分散は、各チャンネル内の信号値が平均信号値からどれくらい離れているかという測定値である。分散は下記の数式で表される。

30

40

【 0 0 3 3 】

【 数 1 】

$$\sigma^2 = \frac{\sum (X - \mu)^2}{N}$$

上式で、 σ^2 は分散であり、 μ は全チャンネルにわたる平均値であり、 N は分布内の項数、すなわちチャンネル数であり、 X は項の値またはチャンネルの信号値である。一実施形態によれば、平均値およびチャンネル数は共に、超音波チャンネルデータが取得される対象の各位

50

置に対して計算される。

【0034】

再び図3を参照すると、鏡面反射ビームプロファイル304は、拡散ビームプロファイル308よりもずっと高い分散を含んでいる。平均ライン324は鏡面プロファイル304の平均信号値を表し、平均ライン326は拡散プロファイル308の平均信号値を表す。鏡面反射ビームプロファイル304は、拡散ビームプロファイル308に比べて相対的に高い分散を含んでいる。一実施形態によれば、プロセッサ110は、超音波チャンネルデータのすべてに基づいて平均分散を決定し、次いで、この平均分散を使用して、平均分散よりも高い分散を有する超音波チャンネルデータのサブセットを識別することができる。プロセッサ110は、付加的にまたは代替的に、別の手法を用いて超音波チャンネルデータの特定のサブセットが鏡面反射体を表すか否かを決定するための閾値を識別することができる。例えば、閾値は、経験的データに基づいてまたは他の手法に従って決定することができる。さらに、他の実施形態は、鏡面反射体特徴を有する超音波チャンネルデータのサブセットを識別するために、追加の解析手法を使用することができる。例えば、他のアルゴリズムが、極大値が鏡面プロファイルの形状および幅の確定基準に合致するかどうかを確認するために、極大値の相対間隔およびピーク幅を考慮することができる。プロセッサ110は、鏡面反射体特徴を識別するために超音波チャンネルデータに他の手法を実施できることが当業者によって理解されるべきである。例えば、プロセッサ110は、高次モーメントを解析すること、多項式フィットパラメータを計算すること、または超音波チャンネルデータ内の鏡面反射体特徴を識別する他の統計的手法を含む、チャンネル全体の振幅分布を特徴付けるための他のメトリクスを使用することができる。

10

20

【0035】

ステップ204で、プロセッサ110は、2D超音波チャンネルデータ、3D超音波チャンネルデータ、または4D（リアルタイム3D）超音波チャンネルデータに基づいて、鏡面反射体特徴を有する超音波チャンネルデータのサブセットを識別することができる。図3および図4は2D超音波チャンネルデータを用いる実施形態を対象としているが、プロセッサ110は、データ内の1つまたは複数の鏡面反射体特徴を識別するために3D超音波チャンネルデータまたは4D超音波チャンネルデータを解析できることが当業者によって理解されるべきである。例えば、プロセッサ110は、チャンネルデータに基づいて1つまたは複数の鏡面反射体特徴を識別するために多次元のチャンネルデータを解析することができる。

30

【0036】

図2を再び参照すると、ステップ206で、プロセッサ110は、鏡面反射体処理法を実施して鏡面反射体の位置および/または向きを計算する。図3に関して前述したように、反射角 θ_r は、鏡面反射302に関して入射角 θ_i に等しい。プロセッサ110は、ステップ204で識別された超音波チャンネルデータのサブセットに基づいて鏡面反射体の位置を決定することができる。例示的な処理法では、プロセッサ110は、鏡面反射ビームプロファイル304のピークの位置323を識別する。位置323はチャンネルに対応し、チャンネルは、反射ビームのピーク値を受信した素子に対応する。他の実施形態によれば、プロセッサ110は、別の手法に従って受信ビームの中心位置を決定することができる。例えば、プロセッサ110は、分布内のピーク320に対応する中心領域322内のすべての信号値に平均化関数を実施することができる。

40

【0037】

鏡面反射の中心を表すトランスデューサアレイ上の素子または位置を識別した後、プロセッサ110は、既知の超音波処理法および様々な組織内での音速に関するよく確立された情報を用いて、送信ビームが出射された位置およびビームの総飛行時間に基づいて鏡面反射体の位置を計算することができる。上述した手法は、鏡面反射体の表面上の一点の位置を識別する。アレイに対する送信の角度および鏡面反射体の向きに応じて、鏡面反射体の表面に沿った複数の点の位置を計算することが可能となり得る。複数の点の位置が識別されると、プロセッサ110は、これらの点の位置を使用して鏡面反射体の反射面の位置および/または向きを計算することができる。画像診断では、何度もカテーテル、ガイド

50

ワイヤ、針などの鏡面反射体を追跡することが有用である。これらの介入装置の多くが主に１次元である。プロセッサ１１０は、これらの装置の位置および向き的一方または両方を、反射面の計算された位置および／または向きに基づいて決定することができる。

【００３８】

方法２００のステップ２０８で、プロセッサ１１０は、ステップ２０６で計算された位置および向きの少なくとも一方に基づいてアクションを実行する。アクションを実行するステップは、以下に説明する様々な実施形態に従って様々なアクションを含むことができる。

【００３９】

一実施形態によれば、アクションは、強調画像の生成および表示を含むことができる。図５は、例示的な一実施形態による方法の流れ図であり、アクションは強調画像を生成し表示することを含む。流れ図の個々のブロックは、方法５００に従って実行することができるステップを表す。追加の実施形態は異なる順序で示されるステップを実行することができる、かつ／または追加の実施形態は図５に示されていない追加のステップを含むことができる。方法５００の技術的な効果は強調画像を表示することである。

【００４０】

ステップ５０２で、コントローラ１１６は、超音波チャネルデータの取得を制御する。ステップ５０４で、プロセッサ１１０は、鏡面反射体特徴を有する超音波チャネルデータのサブセットを識別する。ステップ５０６で、プロセッサ１１０は、鏡面反射体処理法を実施して鏡面反射体特徴を有する超音波チャネルデータのサブセットを識別する。ステップ５０２は、図２の方法２００に関して前述したステップ２０２と同様であり、ステップ５０４は、図２の方法２００に関して前述したステップ２０４と同様であり、ステップ５０６は、図２の方法２００に関して前述したステップ２０６と同様である。したがって、ステップ５０２、５０４、および５０６について、さらに詳細には説明しない。

【００４１】

ステップ５０８で、プロセッサ１１０は、ステップ５０２の間に取得された超音波チャネルデータに基づいて超音波画像を生成する。この画像は、任意の種類の画像化モードに基づくことができる。例示的な一実施形態によれば、画像はＢモード画像とすることができる。ステップ５１０で、プロセッサ１１０は、ステップ５０６の間に計算された鏡面反射体の位置および／または向きに基づいて強調画像を生成する。様々な実施形態による強調画像の例および特定の詳細について以下に説明する。プロセッサ１１０は、ステップ５１２の間にディスプレイ装置１１８上に強調画像を表示する。

【００４２】

ステップ５１４で、コントローラ１１６は、追加の超音波チャネルデータを取得することが望ましいかどうかを決定する。リアルタイムの超音波取得および表示の間、ステップ５１４でのデフォルトは、ユーザが視野を能動的に走査するのをやめるまで追加の超音波チャネルデータを取得すること、とすることができる。他の実施形態によれば、コントローラ１１６は、予め設定された間隔またはユーザによって決定された間隔で追加の超音波チャネルデータを取得することができる。追加の超音波チャネルデータを取得することが望ましい場合、ステップ５０２、５０４、５０８、５１０、５１２、および５１４は反復的に繰り返される。追加の超音波チャネルデータを取得することが望ましくない場合、方法５００は一実施形態に従って終了することができる。

【００４３】

図６、図７、図８、および図９はすべて、様々な実施形態による方法５００に従って生成され得る強調画像の例である。図６は、一実施形態による強調画像６００の概略図である。強調画像６００は、超音波画像６０２、ライン６０４、および照準ライン６０６を含む。ステップ５０８に関して説明したように、超音波画像はＢモード画像とすることができる。

【００４４】

鏡面反射体の強調した表現は、鏡面反射体の位置および／または向きを強調または指示

10

20

30

40

50

する任意の方法を含むことができる。鏡面反射体の強調した表現は、以下の選択肢、すなわち、鏡面反射体の位置および／または向きを強調画像 600 上のラインまたは曲線で表すこと、鏡面反射体の表現 604 を、鏡面反射体の表現 604 と超音波画像 602 とを区別する色でカラー化すること、鏡面反射体の位置および向きを表すアイコンを表示すること、ならびに鏡像を表示すること、のうちの 1 つまたは複数を含むことができる。鏡面反射体の強調した表現は、従来の超音波画像化モードに従って超音波チャネルデータから生成される超音波画像と同時に共通表示することができる。

【0045】

図 6 に示されている鏡面反射体の強調した表現 604 は、この表現 604 を超音波画像 602 からさらに差別化するようにカラー化され得るライン 604 を含む。一実施形態によれば、鏡面反射体は針とすることができ、強調画像 600 は、針が現在の軌道に沿って画像化されている組織内にさらに深く挿入された場合に針が接触するであろう組織を示すために、照準ライン 606 をさらに含むことができる。照準ライン 606 は図 6 に直線で示されているが、他の実施形態は、曲線軌道をたどるであろう介入装置に関連して湾曲照準ラインを含むことができる。ユーザは、照準ライン 606 を「OFF」状態と「ON」状態との間で切り換えることができる。他の実施形態は、強調画像に照準ライン 606 を含めなくてもよい。

【0046】

別の実施形態では、カテーテル先端部が筋肉またはその他の目標組織と接触する前に残る距離の推定値をユーザに提供するために、強調画像を使用することができる。例えば、強調画像は、明瞭に画定されたカテーテル先端部を含むカテーテルの強調した表現を含むことができる。この強調画像は、ユーザに患者の解剖学的組織の内部のカテーテルのより良い視覚化を提供する。カテーテルの強調した表現は、例として、心房細動またはその他の心臓疾患を治療するためのリアルタイム EP アブレーション手順を案内するのに役立つように使用することができる。強調画像は、カテーテル先端部と目標筋肉組織との間に残る推定距離の目盛または値を随意に含むことができる。この推定距離は、カテーテルの位置が EP アブレーション手順の前または間に調整されるときにリアルタイムで更新することができる。カテーテル先端部の視覚化は、他の実施形態に従って EP アブレーション以外の手順と共に使用され得ることが理解されるべきである。

【0047】

図 7 は、一実施形態による強調画像 610 の概略図である。強調画像 610 は、超音波画像 612 および曲線 614 を含む。曲線 614 は、介入装置などの湾曲した鏡面反射体の位置および向きを表すことができる。鏡面反射体の強調した表現 614 は、この表現 614 を超音波画像 612 からより明瞭に差別化するためにカラー化することができる。別の実施形態によれば、鏡面反射体の強調した表現 614 は、画像の非鏡面部分よりも高い反射率で描画することができる。図 2 および図 7 を共に参照すると、一実施形態によれば、ステップ 208 でアクションを実行することは、画像からヘーズアーチファクトを除去または低減することを含むことができる。ヘーズアーチファクトは、一般に、鏡面反射体に隣接する領域またはボリューム内に存在する。プロセッサ 110 は、例として、鏡面反射体に近接する所定の領域内のヘーズアーチファクトを明確に除去または低減する画像処理法を適用することができる。図 7 は、鏡面反射体 614 と鏡面反射体 614 から所定の距離を置いた領域 616 とを含む。プロセッサ 110 は、鏡面反射体 614 の位置を決定した後で領域 616 の位置を計算することができる。次いで、プロセッサ 110 は、領域 616 内のヘーズアーチファクトを明確に低減または除去するアルゴリズムを実施することができる。3D 超音波チャネルデータを処理するときに、プロセッサ 110 は、鏡面反射体 614 から所定の距離以内のボリュームを識別することができる。別の実施形態によれば、プロセッサ 110 は、ヘーズアーチファクトを低減するように構成されたアルゴリズムを実施するときに、鏡面反射体の位置をシード位置として使用することができる。ヘーズ低減アルゴリズムのための鏡面反射体に近い領域またはボリュームを明確に標的にすることにより、全体画像に適用することができるアルゴリズムと比べてヘーズの影響を低

10

20

30

40

50

減するために、より積極的な画像処理法を利用することが可能である。これにより、アーチファクトが低減され診断的有用性が向上した最終画像になる。

【 0 0 4 8 】

図 8 は、一実施形態による強調画像 6 2 0 の概略図である。強調画像 6 2 0 は、超音波画像 6 2 2 と超音波画像 6 2 2 に対する鏡面反射体の位置を表すアイコン 6 2 4 とを含む。鏡面反射体が介入装置である実施形態によれば、アイコン 6 2 4 は、例えば、介入装置のモデルまたは図を含むことができる。鏡面反射体およびアレイの位置に応じて、鏡面反射体の表面に沿った位置をすべて取得することが可能となり得る。しかしながら、プロセッサ 1 1 0 は、画像化されている組織内の介入装置の位置および向きを表す超音波画像 6 2 2 上の位置にアイコン 6 2 4 の向きを定めるために、ステップ 5 0 6 で計算された位置および / または向きのデータを使用することが可能となり得る。一実施形態によれば、アイコン 6 2 4 は、ルックアップテーブルまたはその他の種類のメモリから選定することができる。例えば、アイコンは、特定の介入装置の詳細な形状および特徴を有する CAD ファイルから生成することができる。ユーザは介入装置のリストから介入装置を選定することが可能となり得る、または、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ 5 0 6 で計算された位置およびまたは向きのデータに基づく介入装置の検出済み特徴に基づいてルックアップテーブルから最も適切なアイコンを自動的に選定することができる。一実施形態によれば、プロセッサ 1 1 0 は、アイコン 6 2 4 の遠近法が組織内の介入装置の向きと相関するように、既知の描画手法に従ってアイコン 6 2 4 を描画することが可能となり得る。

10

20

【 0 0 4 9 】

図 9 は、一実施形態による強調画像 6 4 0 の概略図である。強調画像 6 4 0 は、超音波画像 6 4 2 と超音波画像 6 4 2 上に重ね合わされた鏡像とを含む。鏡像は、ステップ 5 0 6 の間に計算された 1 つまたは複数の鏡面反射体の位置および向きのデータに基づいて画像を生成することを含むことができる。別の実施形態によれば、鏡像は、鏡面反射体を表す各画素の尤度に基づいて画像を含むことができる。確率は、強度、色、不透明度、または他の画素表示パラメータによって表すことができる。例えば、画素が鏡面反射体を表す可能性が高い場合、画素は高い強度値を受け取ることができる。画素が鏡面反射体を表す可能性が低い場合、画素は低い強度値を受け取ることができる。さらに、画素が鏡面反射体または拡散反射体を表すか否かについての確実性が乏しい場合、画素の強度および / または色に中間値を与えることができる。

30

【 0 0 5 0 】

強調画像 6 4 0 では、鏡像は、鏡面反射体である可能性がある 3 つの不連続形状を含む。すなわち、第 1 のライン 6 4 4、第 2 のライン 6 4 6、および第 3 のライン 6 4 8 を含む。鏡像は、第 1 のライン 6 4 4、第 2 のライン 6 4 6、および第 3 のライン 6 4 8 で構成される。上述したように、鏡像は、他の実施形態では、鏡面反射体をいくらか表す可能性がある、または表す可能性がない面積または領域の表示も含むことができる。鏡像を考える代替方法は、各画素が鏡面反射体を表す確率に基づいて検討することである。

【 0 0 5 1 】

図 1 0 は、例示的な一実施形態による方法 6 5 0 の流れ図であり、アクションを実行することが、プローブによって鏡面反射体に向かって放出されるビームを調整することを含む。流れ図の個々のブロックは、方法 6 5 0 に従って実行され得るステップを表す。追加の実施形態は異なる順序で示されるステップを実行することができ、かつ / または追加の実施形態は図 1 0 に示されていない追加のステップを含むことができる。方法 6 5 0 の技術的な効果は、プローブによって鏡面反射体に向かって放出される超音波ビームを、反射ビームがプローブのトランスデューサアレイと接触するような態様で操縦しかつ / または集束させることである。

40

【 0 0 5 2 】

ステップ 6 5 2 で、コントローラ 1 1 6 は、超音波チャネルデータの取得を制御する。一実施形態によれば、超音波チャネルデータは通常の超音波チャネルデータを含むことができる、または、超音波チャネルデータは、鏡面反射体の位置を検出するように明確に構

50

成されたスカウト走査の一部として取得することができる。ステップ 654 で、プロセッサ 110 は、鏡面反射体特徴を有する超音波チャンネルデータのサブセットを識別する。次に、ステップ 656 で、プロセッサ 110 は、鏡面反射体処理法を実施して超音波チャンネルデータの識別済みサブセットに基づいて鏡面反射体の位置および / または向きを識別する。ステップ 652、654 および 656 はそれぞれ、図 2 に関して先に論じたステップ 202、204 および 206 によく似ている。したがって、ステップ 652、654、および 656 について、方法 650 に関して説明しない。

【0053】

次に、ステップ 658 で、コントローラ 116 は、追加の超音波チャンネルデータを取得することが望ましいかどうかを決定する。追加の超音波チャンネルデータを取得することが望ましい場合、方法 650 はステップ 660 へ進む。追加の超音波チャンネルデータを取得することが望ましくない場合、方法 650 は終了する。追加の超音波チャンネルデータが望ましい場合、コントローラ 116 は、鏡面反射体の計算された位置または向きに基づいてビームを調整する。ビームを調整することは、複数のビームパラメータを単独であるいは組み合わせて調整することを含むことができる。

【0054】

図 11 は、一実施形態による画像化構成の概略図である。画像化構成は、トランスデューサアレイ 702 および鏡面反射体 704 を含む。画像化構成は、第 1 の送信ビーム 706 および第 1 の反射ビーム 708 を示す。第 1 の反射ビーム 708 はトランスデューサアレイ 710 と接触しないことに留意されたい。第 1 の反射ビーム 708 はトランスデューサアレイ 710 と接触しないので、第 1 の送信ビーム 706 および第 1 の反射ビーム 708 を使用して鏡面反射体 704 に関する情報を決定することは不可能である。しかしながら、図 10 を再び参照すると、トランスデューサアレイ 710 および鏡面反射体 704 の相対的幾何形状に応じて、鏡面反射体 704 に関するさらなる情報を得るためにビームを調整することが可能となり得る。

【0055】

例えば、図 11 は、第 2 の送信ビーム 712 および第 2 の反射ビーム 714 も含む。第 1 の送信ビーム 706 および第 2 の送信ビーム 712 は共に、点 716 で鏡面反射体と接触する。しかしながら、第 2 の反射ビーム 714 はトランスデューサアレイ 702 と接触するのに対して、第 1 の反射ビーム 708 はトランスデューサアレイ 702 と接触しなかったことに留意されたい。図 11 は 1 つの例示的な方法を示し、コントローラ 116 は、反射ビームがトランスデューサアレイと接触することを確実にするために、ステップ 670 で送信ビームを調整することができる。さらに、鏡面反射体を画像化するとき、送信ビームは鏡面反射体上に集束されることが望ましい。方法 650 のステップ 656 の間に得られる鏡面反射体の位置および / または向きに関する情報を使用することにより、コントローラ 116 は、鏡面反射体を画像化するようになされた、方向付けられる 1 つまたは複数の後続ビームのパラメータを調整することができる。コントローラ 116 がビームに必要な調整を行ってから、方法 650 はステップ 652 に戻ることができる。ステップ 652、654、656、658、および 670 は、所望に応じてまたは必要に応じて何度でも反復的に実行することができる。

【0056】

他の実施形態は、以前に取得された超音波チャンネルデータから計算された鏡面反射体の位置または向きの情報に基づいて鏡面反射体に向けて明確に操縦および / または集束される 1 つまたは複数のフレームを有する標準的な画像化フレームをインタリーブすることができる。多くの用途では、ラインごとに鏡面反射体に向けて明確に操縦されるビームを送信することは不要または望ましくないであろう。代わりに、ビームのわずかなパーセンテージを鏡面反射に向けて送信することが好ましいことがある。例示的な一実施形態によれば、送信ビームの約 10 % が鏡面反射体に向けて明確に操縦されることが望ましいことがある。送信ビームの他の 90 % は、B モードまたは他の超音波モードなどの、標準的な超音波画像化フレームを取得するようになされたビームとすることができる。他の実施形態

10

20

30

40

50

は、上述した比率とは異なる比率で鏡面反射体に向けて直接操縦されるフレームを有する標準的なフレームをインタリーブできることが当業者によって理解されるべきである。鏡面反射体に向かって操縦されるフレームの数もまた調整可能とすることができる。例えば、急速に動いている鏡面反射体を画像化または追跡するときに、鏡面反射体に向けて操縦されるさらなるフレームを有することが有利となり得る。他方、鏡面反射体が相対的に静止している場合、取得済みフレームと鏡面反射体で方向付けられるフレームのより低い比率を有することがより望ましいことがある。

【 0 0 5 7 】

別の実施形態によれば、アクションを実行することは、方法 2 0 0 のステップ 2 0 8 に示されているように、鏡面反射体の位置および / または向きの情報を外部システムに送ることを含むことができる。外部システムは、例えば手術ナビゲーションシステムとすることができる。

10

【 0 0 5 8 】

プロセッサとコントローラの両方を含む例示的な諸実施形態は上記開示に記述されている。プロセッサ 1 1 0 およびコントローラ 1 1 6 の一方によって実行される前述のステップはいずれも、他の実施形態に従ってプロセッサ 1 1 0 およびコントローラ 1 1 6 の他方によって実行され得ることが当業者によって理解されるべきである。さらに、プロセッサ 1 1 0 およびコントローラ 1 1 6 のどちらか一方に起因する処理タスクは、様々な実施形態に従って任意の数のハードウェア構成要素全体に分散させることができる。

【 0 0 5 9 】

20

上述した実施形態は、超音波チャネルデータのみに基づいて鏡面反射体を検出、表示、および追跡することを可能にする。鏡面反射体の位置をリアルタイムに迅速かつ正確に識別するために、外部装置または追跡システムは必要ない。さらに、前述の実施形態は、より正確な画像の表示を可能にする。鏡面反射体を明確に識別することにより、これらの手法およびシステムにより、ユーザが鏡面反射体を有する領域の画像をより高度な確信を持って解釈することが可能になる。

【 0 0 6 0 】

本明細書は、最良の形態を含めて本発明を開示するために、それにまた、当業者が、任意の装置またはシステムを製作し使用すること、および任意の組み込まれた方法を実行することを含めて本発明を実施できるようにするために、例を使用している。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、当業者が想起する他の例を含むことができる。そのような他の例は、それらの例が特許請求の範囲の文言と異なる構造要素を有する場合、またはそれらの例が特許請求の範囲の文言とは実質的に差異のない等価構造要素を含む場合、特許請求の範囲内にあることを意図している。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

- 1 0 0 超音波画像化システム
- 1 0 1 送信ビームフォーマ
- 1 0 2 送信機
- 1 0 4 素子
- 1 0 6 プローブ
- 1 0 8 受信機
- 1 1 0 プロセッサ
- 1 1 5 ユーザインタフェース
- 1 1 6 コントローラ
- 1 1 8 ディスプレイ装置
- 1 2 0 メモリ
- 2 0 0、5 0 0、6 5 0 方法
- 3 0 2 鏡面反射
- 3 0 4 鏡面反射ビームプロファイル

40

50

3 0 6	非鏡面反射または拡散反射	
3 0 8	拡散ビームプロファイル	
3 1 0、3 1 4、4 1 0	入射ビーム	
3 1 2、3 1 6、4 1 4	反射ビーム	
3 1 8、4 0 8、7 1 6	点	
3 2 0、4 2 0	明確なピーク	
3 2 2	中心領域	
3 2 3	位置	
3 2 4、3 2 6	平均ライン	
4 0 0	トランスデューサアレイ	10
4 0 2	送信開口	
4 0 4	受信開口	
4 0 6、7 0 4	鏡面反射体	
4 1 3	送信ビームプロファイル	
4 1 8	受信ビームプロファイル	
4 2 2	2つの極大値	
6 0 0、6 1 0、6 2 0、6 4 0	強調画像	
6 0 2、6 1 2、6 2 2、6 4 2	超音波画像	
6 0 4	ライン、表現	
6 0 6	照準ライン	20
6 1 4	曲線、表現、鏡面反射体	
6 1 6	領域	
6 2 4	アイコン	
6 4 4	第1のライン	
6 4 6	第2のライン	
6 4 8	第3のライン	
7 0 2	トランスデューサアレイ	
7 0 6	第1の送信ビーム	
7 0 8	第1の反射ビーム	
7 1 0	トランスデューサアレイ	30
7 1 2	第2の送信ビーム	
7 1 4	第2の反射ビーム	

【図 1】

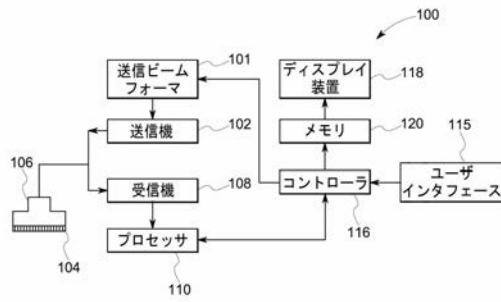


FIG. 1

【図 2】

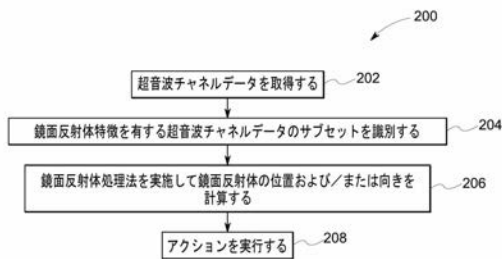


FIG. 2

【図 4】

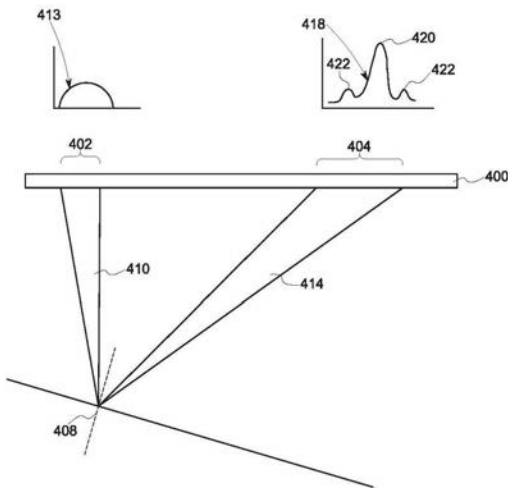


FIG. 4

【図 3】

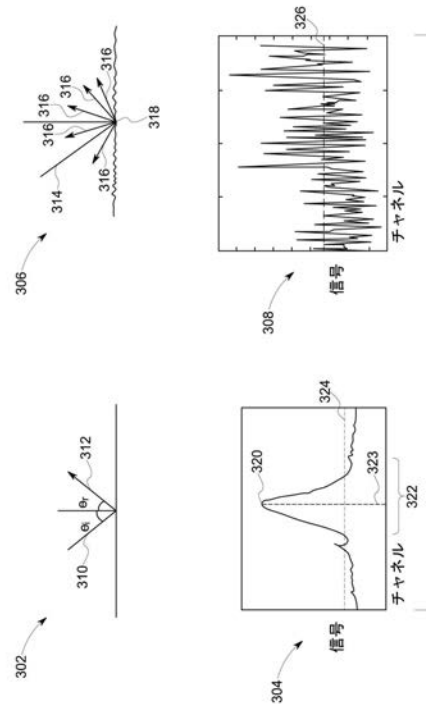


FIG. 3

【図 5】

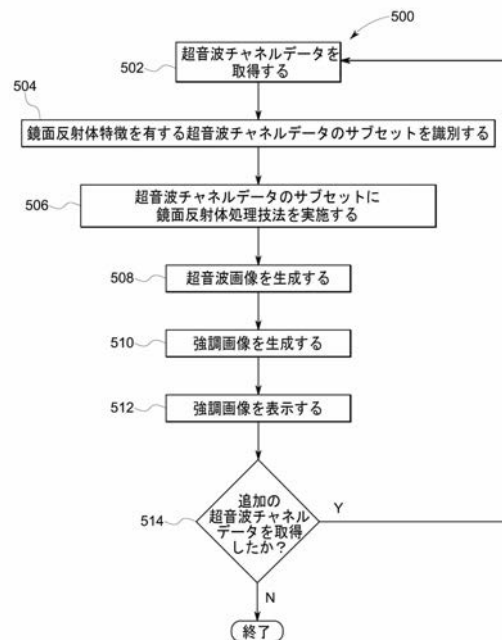


FIG. 5

【図 6】

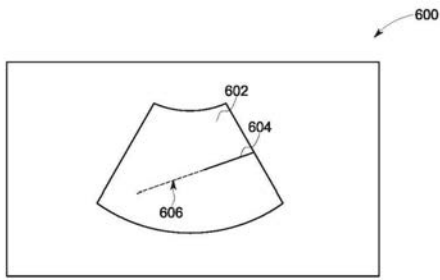


FIG. 6

【図 7】

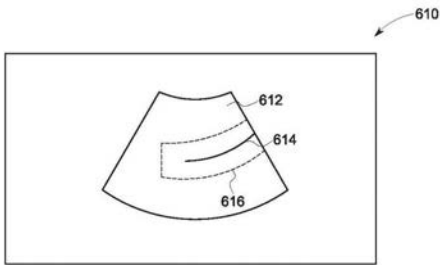


FIG. 7

【図 8】

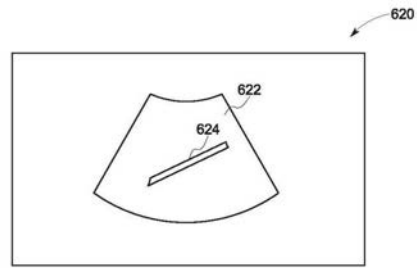


FIG. 8

【図 9】

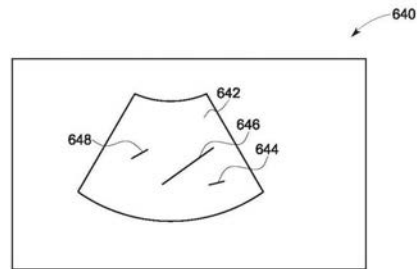


FIG. 9

【図 10】

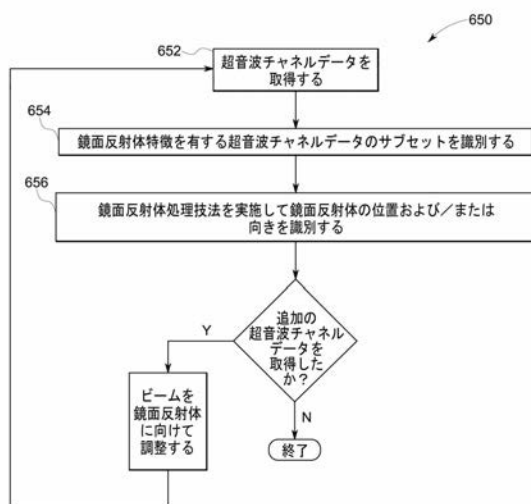


FIG. 10

【図 11】

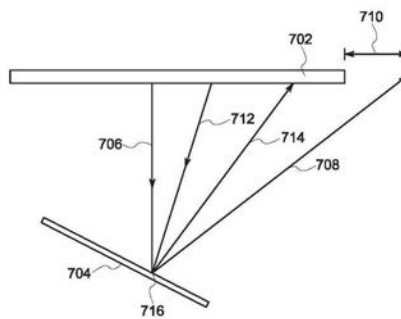


FIG. 11

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2015/022193

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 G01S7/52
 ADD. A61B8/00 A61B19/00

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 G01S

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

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

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2004 208859 A (TOSHIBA CORP; TOSHIBA MEDICAL SYS CO LTD) 29 July 2004 (2004-07-29) abstract paragraph [0017] - paragraph [0040] figures 1-5	1-22
A	----- EP 2 494 926 A1 (FUJIFILM CORP [JP]) 5 September 2012 (2012-09-05) the whole document	1-22
A	----- US 2011/249878 A1 (PAGOULATOS NIKOLAOS [US] ET AL) 13 October 2011 (2011-10-13) abstract paragraph [0028] - paragraph [0059] figure 5 -----	1-22

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

"B" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

2 June 2015

Date of mailing of the international search report

15/06/2015

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

Artikis, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2015/022193**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 23, 24
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2015/022193

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
JP 2004208859	A	29-07-2004	NONE

EP 2494926	A1	05-09-2012	CN 102652678 A 05-09-2012
			EP 2494926 A1 05-09-2012
			JP 5435751 B2 05-03-2014
			JP 2012192162 A 11-10-2012
			US 2012226164 A1 06-09-2012

US 2011249878	A1	13-10-2011	CA 2796067 A1 13-10-2011
			CN 103237499 A 07-08-2013
			EP 2555683 A1 13-02-2013
			JP 2013523343 A 17-06-2013
			US 2011249878 A1 13-10-2011
			US 2015094565 A1 02-04-2015
			WO 2011127191 A1 13-10-2011

フロントページの続き

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

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 サムセット, エイギル

ノルウェー国、オスロ、エヌ - 0 3 4 9、ガウスダーレン 2 1、フォルスクニンガパルケン

(72)発明者 ソーンズ, アンダース・ラスマス

ノルウェー国、オスロ、エヌ - 0 3 4 9、ガウスダーレン 2 1、フォルスクニンガパルケン

(72)発明者 バンダル, ラージャ・セカール

ノルウェー国、オスロ、エヌ - 0 3 4 9、ガウスダーレン 2 1、フォルスクニンガパルケン

Fターム(参考) 4C601 BB06 EE04 EE11 GA20 GB06 HH28 KK02 KK31

专利名称(译)	用于跟踪镜面反射器的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	JP2017509429A	公开(公告)日	2017-04-06
申请号	JP2016560010	申请日	2015-03-24
[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	サムセットエイギル ソーンズアンダースラスマス バンドルラージャセカール		
发明人	サムセット,エイギル ソーンズ,アンダース・ラスマス バンドル,ラージャ・セカール		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/5269 G01S7/52036 G01S7/52046 G01S7/52077 G01S15/8915 A61B2034/2063		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GA20 4C601/GB06 4C601/HH28 4C601/KK02 4C601/KK31		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小島 猛		
优先权	14/230491 2014-03-31 US		
其他公开文献	JP6576947B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声成像系统和方法在处理器处识别具有镜面反射器特征的超声通道数据的子集，并且在处理器处对超声通道数据的子集执行镜面反射器处理方法以提供镜面。 计算反射器的位置和方向中的至少一个。 该系统和方法包括基于镜面反射器的位置和/或取向来执行动作。 [选型图]图1

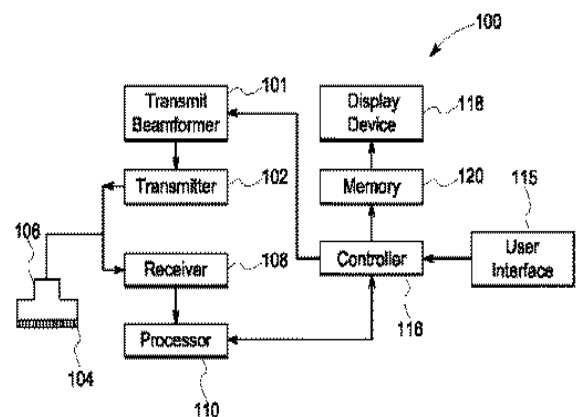


FIG. 1