

(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2010-505575

(P2010-505575A)

(43) 公表日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/06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 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-531947 (P2009-531947)
(86) (22) 出願日 平成19年10月4日 (2007.10.4)
(85) 翻訳文提出日 平成21年3月31日 (2009.3.31)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2007/054044
(87) 国際公開番号 W02008/044173
(87) 国際公開日 平成20年4月17日 (2008.4.17)
(31) 優先権主張番号 60/829,353
(32) 優先日 平成18年10月13日 (2006.10.13)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

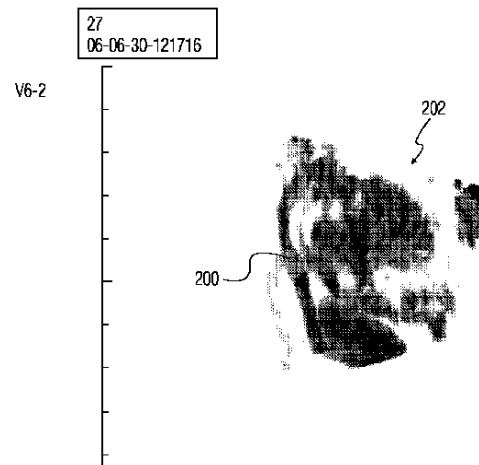
(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エレク
トロニクス エヌ ヴィ
オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
1
(74) 代理人 100087789
弁理士 津軽 進
(74) 代理人 100114753
弁理士 宮崎 昭彦
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 グレイスケール反転を用いる 3D超音波カラーフローイメージング

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、1つの画像内に血液プールの位置及び血流速度の両方を描く血流の3D画像を生成する。Bモードデータは、体積領域にわたり収集され、強いエコーリターンの領域に対して無響領域を強調するグレイスケール値の範囲に反転される。フローデータは、同じ体積領域にわたり収集され、両方のデータセットが体積レンダリングされる。この2つの体積レンダリングは、この場合、Bモード画素値が画素位置における血流によって色付けされる単一の3D画像に統合される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血流を分析する超音波診断イメージングシステムにおいて、
血流が存在する体積領域に対して超音波信号を送信及び受信するように動作可能なトランスデューサアレイと、
前記トランスデューサアレイに結合され、前記体積領域の B モードデータを生成するように機能する B モードプロセッサと、
前記トランスデューサアレイに結合され、前記体積領域のフローデータを生成するように機能するドップラプロセッサと、
無響リターン信号を強調するゲイスケールデータの反転されたマッピングを生成するゲイスケールマップと、
前記プロセッサに結合され、前記反転された B モードデータ及び前記フローデータの体積レンダリングを生成するように機能する体積レンダラと、
前記体積レンダリングされたフローデータ及び前記体積レンダリングされた反転された B モードデータを、両方のデータセットの特徴を含む合成画像に結合する画像統合プロセッサと、
前記画像統合プロセッサに結合され、前記合成画像を表示するディスプレイと、
を有する超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 2】

前記ドップラプロセッサが、カラーフローデータを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 3】

前記カラーフローデータをカラー値の範囲にマッピングするように動作するカラーマップを更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記画像統合プロセッサが、前記反転された B モードデータを閾値と比較するように動作する比較器を更に含む、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記画像統合プロセッサが、前記比較器の比較に基づく共通の位置に関連する前記フローデータ及び前記反転された B モードデータを選択的に結合するように更に動作する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項 6】

前記画像統合プロセッサが、前記フローデータを第 2 の閾値と比較するように動作する比較器を更に含む、請求項 5 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

前記閾値が、ユーザ調整可能な閾値を更に有する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記第 2 の閾値が、ユーザ調整可能な閾値を更に有する、請求項 6 に記載の超音波診断イメージングシステム。

40

【請求項 9】

組織及び血流の 3 D 超音波画像を生成する方法において、
ゲイスケール 3 D データセットを収集するステップと、
カラーフロー 3 D データセットを収集するステップと、
前記ゲイスケール 3 D データを、強いエコーリターンより大きく無響リターンを強調するゲイスケール値の範囲にマッピングするステップと、
前記マッピングされたゲイスケール 3 D データセット及び前記カラーフロー 3 D データセットを体積レンダリングするステップと、
前記体積レンダリングされたゲイスケールデータ及び前記体積レンダリングされたカラーフローデータを空間に基づいて結合するステップと、

50

合成グレイスケール及びフロー体積レンダリング画像を表示するステップと、
を有する方法。

【請求項 10】

前記マッピングするステップが、反転されたグレイスケール 3D データを生成する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記結合するステップが、共通の空間的位置に関連する前記グレイスケールデータ又は前記カラーフローデータの少なくとも一方を閾値と比較するステップを更に有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記結合するステップが、3D 領域内の位置におけるグレイスケールデータ値を当該位置におけるフロー特性に対応する色で色付けするステップを更に有する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

対象内の血流状況の 3D 超音波画像を生成する方法において、

体積領域内の血液が周囲の組織より不透明に表示される 3D 超音波画像データセットを生成するステップと、

空間に基づいて前記体積領域内の位置における血流のデータセットを前記 3D 超音波画像データと統合するステップと、

画素が血液不透明性及び血流特性の両方を描写する前記統合されたデータセットの画像を生成するステップと、
を有する方法。

【請求項 14】

前記 3D 超音波画像データセットを生成するステップが、B モードデータを、弱いエコー信号が強いエコー信号より明るく表示される反転された値の範囲にマッピングするステップを更に有する、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記統合するステップが、共通の画素位置における前記 3D 超音波画像データ又は前記血流データの少なくとも一方を閾値と比較するステップを更に有する、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 16】

前記統合するステップが、共通の画素位置における前記 3D 超音波画像データ及び前記血流データを互いに比較するステップを更に有する、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 17】

前記統合するステップが、前記体積領域内の前記画像データ及び前記血流データの相対的な原点に基づいて行われる、請求項 13 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波システム、特に、3次元(3D)カラーフローイメージングを実行する超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

3D 体積レンダリングイメージングを使用して、胎児心臓の心室のような、人体の構造の内部表面を視覚化することは、超音波診断イメージングにおいて一般的な慣行である。時空間画像相関(STIC)として知られる 3D データ収集技術を使用して、胎児心臓の動力学は、連続的画像フレームのシネループ(登録商標)として各々獲得された体積の系列として獲得されることができる。カラーフローデータの 3D 体積を獲得し、様々な 3D 体積レンダリング技術を使用してデータ体積の 2D 画像投影を形成することも一般的な慣行である。3D カラーフローデータは、この場合、断面として、又は様々な 3D レンダリ

10

20

30

40

50

ング方法を使用して３Ｄ画像として見られることができる。更に、前記３Ｄカラーフローデータは、胎児心臓の血行動態を獲得するためにＳＴＩＣ技術を使用して収集されることができる。

【０００３】

胎児イメージングに対する他の既知の技術は、"反転イメージング"として既知である。反転イメージングにおいて、従来のグレイスケール範囲は、反転されたグレイスケール範囲において、一般的に、強いエコーを返す体内の構造を明るく表示されるように示し、ほとんどエコーエネルギーを返さない血液のような無響構造を暗く示す。このグレイスケール範囲の反転は、欠陥の内側の血液を明るく照らされるように示し、周囲の欠陥の組織を薄暗く表示させるか又は見えなくする結果となり、これにより血液プール及び血管血流を強調する。例えば、流体を満たされたのう胞の検出にこの技術を使用する米国特許６１１

10

７０８０（Schwartz）を参照する。

【０００４】

反転イメージングを組み合わせた胎児ＳＴＩＣ技術の使用は、胎児心臓の構造内への新しい洞察を臨床医に提供した。これは、臨床医がしばしば通常又は異常形成及び機能に対して胎児心臓を評価する問題を提示されるので重要である。従来の３Ｄ反転画像は、これ自体で、心臓の血行動態に関する情報を提供しない。このため、臨床医は、血流速度を評価するために、代わりに他の画像、典型的にはこの体積を通る断面カラーフロースライスを参照し、前記断面カラーフロー画像の血流を前記反転技術で形成された３Ｄグレイスケール画像と心の中で相互関係を示さなければならない。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

したがって、反転画像の血流経路情報及びカラーフロースライスの血流速度情報を同時に提供する単一のイメージング技術を臨床医に提供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

本発明の原理によると、３Ｄグレイスケールデータは、３Ｄカラーフローデータと結合され、これらが一緒に視覚化されることを可能にする。本発明の図示される例において、カラー体積データの表面レンダリングの３Ｄ投影は、"反転された"グレイスケール体積データの表面レンダリングの３Ｄ投影と結合され、これら２つを一緒に１つの画像を生成する。この例において、これら２つの３Ｄ投影を結合するプロセスは、所定の画素位置におけるグレイスケール投影データを同じ画素位置におけるカラー投影データと比較する。グレイスケール値が特定の閾値より下である場合、前記グレイスケール値のみが、結合画像の画素に対して使用される。前記グレイスケール値が前記閾値より上である場合、前記グレイスケール値は、カラー値に加算され、この新しい値が、前記結合画像の画素に対して使用される。他の画像データアルゴリズムも、画像のフィーチャを強化するのに使用されることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【０００７】

40

【図１】本発明の原理によって構成された超音波診断イメージングシステムをブロック図形式で示す。

【図２】本発明の方法の一例のフローチャートを示す。

【図３】本発明によって生成され、心臓拡張期中に獲得された超音波画像を示す。

【図４】本発明によって生成され、心臓収縮期中に獲得された超音波画像を示す。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

初めに図１を参照すると、本発明の原理によって構成された超音波システムが、ブロック図形式で示される。トランスデューサアレイ１０ａは、超音波を送信し、エコー信号を受信するように設けられる。この例において、図示されたアレイは、３Ｄ画像情報を提供

50

することができるトランスデューサ素子の２次元アレイであるが、本発明の実施は、体積領域から２Ｄ（平面）画像を生成するトランスデューサ素子の掃引１次元アレイを使用してもよい。前記トランスデューサアレイは、これらのアレイ素子による信号の送信及び受信を制御するマイクロビームフォーマ１２ａに結合される。前記マイクロビームフォーマは、米国特許５９９７４７９（Savord他）、６０１３０３２（Savord）及び６６２３４３２（Powers他）に記載されるようにトランスデューサ素子のグループ又は"パッチ（patches）"により受信された信号の少なくとも部分的なビーム形成をすることもできる。マイクロビームフォーマ１２ａは、送信と受信との間で切り替え、高エネルギー送信信号からメインビームフォーマ２０を保護する送信／受信（Ｔ／Ｒ）スイッチ１６に結合される。トランスデューサアレイ１０ａからの超音波ビームの送信は、前記Ｔ／Ｒスイッチに結合された送信コントローラ１８の制御下であり、送信コントローラ１８は、ユーザインタフェース又は制御パネル３８のユーザ動作から入力を受信する。

10

【０００９】

マイクロビームフォーマ１２ａにより生成された部分的にビーム形成された信号は、素子の個別のパッチからの部分的に形成された信号が完全にビーム形成された信号に結合されるメインビームフォーマ２０に結合される。例えば、メインビームフォーマ２０は、１２８のチャンネルを持つことができ、各チャンネルは、１２のトランスデューサ素子のパッチから部分的にビーム形成された信号を受信する。このように、２次元アレイの１５００以上のトランスデューサ素子により受信された信号は、単一のビーム形成信号に効率的に寄与することができる。前記ビーム形成信号は、スペクル除去、信号合成（signal compounding）、高調波分離、フィルタリング、マルチライン補間及び処理、並びに雑音除去のような追加の強化を受けることができる信号プロセッサ２２に結合される。

20

【００１０】

処理された信号は、Ｂモードプロセッサ２６及びドップラプロセッサ２８に結合される。Ｂモードプロセッサ２６は、筋肉、組織及び血液細胞のような体内の構造のイメージングに対して振幅検出を使用する。前記体内の構造のＢモード画像は、高調波モード又は基本モードのいずれかで形成されることができる。体内の組織及びマイクロバブルは、両方とも両方のタイプの信号を返し、マイクロバブルの高調波リターンは、マイクロバブルがほとんどのアプリケーションにおいて画像内で明確に分割されることを可能にする。前記ドップラプロセッサは、血液細胞、組織及びマイクロバブルを含む画像フィールド内の物質の動きの検出に対して組織及び血流からの時間的に異なる信号を処理する。前記ドップラプロセッサは、Ｂモード信号のソースである同じ体積領域内の各位置におけるドップラパワー、速度、加速度又は分散の推定値を生成するために撮像される体積内の各位置からの時間的に異なるサンプルのアンサンプルに対して動作する。異なる送信信号が、Ｂモード及びドップラリターンに対して使用されてもよく、又は同じ信号が、米国特許６１３９５０１（Roundhill他）に記載されるように両方のプロセッサにより使用されてもよい。ドップラプロセッサ２８は、典型的には信号プロセッサ２２により生成されたＩ、Ｑ直角位相データに対して動作することができ、Ｂモードプロセッサ２６は、 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ の形式で同じデータに対して動作することができる。構造的Ｂモード信号は、前記Ｂモード信号をグレイスケール値の範囲に変換するグレイスケールマッピングプロセッサ３２に結合される。ドップラプロセッサ２８からのフロー信号は、前記フロー信号をカラー値の範囲に同様に変換するカラーマッピングプロセッサ３４に結合される。前記フロー信号が、カラーフローイメージングに対する速度関連信号である場合、前記カラー値の範囲は、例えばフロー速度の範囲に対応する。パワードップラ、加速度及び分散のような他のドップラモードは、望ましい場合に使用されることができる。前記マッピングプロセッサは、前記ユーザにより選択されたグレイスケール及びカラー範囲を実施することができ、ルックアップテーブルとして構成されることができる。図１の超音波システムが、本発明によって画像を生成する場合、グレイスケールマップは、従来のスケールから反転され、強いＢモード信号が暗いグレイスケール値に変換され、弱いＢモード信号が明るいグレイスケール値に変換される。これは、例えば、血管壁の組織からの強いエコーを、血管内の血流

30

40

50

からの弱い無響エコーリターンより暗く表示されるようにする。

【0011】

本発明によると、グレイスケール3Dデータセット及び3Dフローデータセットは、それぞれ体積レンダラ(volume renderers)42及び44によりデータの各3D体積の2D表示を形成するようにレンダリングされた各体積である。実際には、一方のデータセットをレンダリングし、次いで他方をレンダリングするように多重化された1つの体積レンダラが使用されてもよい。体積レンダリングは、周知であり、例えば米国特許5720291(Schwartz)に記載されている。米国特許6530885(Entrekin他)も参照する。体積レンダリングは、異なる観測方向の系列から3D体積の投影を生成することができ、前記ユーザは、この場合、動的視差として既知である表示フォーマットで、異なる視野から3D体積を見るために前記観測方向を通して配列することができる。体積レンダラ42及び44は、米国特許6723050(Dow他)に記載されるように直線座標又は極座標のいずれかで画像データに対して動作することができる。

10

【0012】

更に本発明を踏まえて、体積レンダラ42により生成された体積レンダリングされた"反転"グレイスケールデータ及び体積レンダラ44により生成された体積レンダリングされたフローデータは、画素比較器と、血管の血流経路及び心腔が、前記血流経路又は心腔の流体の動き特性と一緒に視覚化されることを可能にする3D画像統合プロセッサ50とにより混合される。これを行う1つの方法は、前記画像の各点における前記Bモードデータ及び前記フローデータを互いに又は閾値と比較することである。例えば、1つの技術は、画像位置における前記グレイスケール値を閾値と比較することであり、前記グレイスケール値が前記閾値より下である場合、前記グレイスケール値のみが表示に使用される。前記グレイスケール値が前記閾値を超過する場合、前記グレイスケール値及び前記フロー値が合計され、血流速度のような前記フロー値で色付けされた位置における表示画素を生じる。代替的には、前記フロー値が第一に閾値と比較され、前記閾値を超過する場合に表示に使用される。前記フロー値が前記閾値を超過しない場合、前記グレイスケール値が当該位置における表示に使用される。いずれの場合にも、前記閾値は、望ましい場合には制御パネル38から前記ユーザにより制御及び設定されることができる。この処理の結果は、最初の体積レンダリングの両方の特性を含む単一の体積レンダリング(3D)画像が使用されることである。結果として生じる統合画像は、例えば心臓の血行動態を視覚化するように同様に処理された画像のシーケンスで表示されることができるシネループバッファ36に結合される。表示されるべき画像は、画像ディスプレイ40上の表示のために画像プロセッサ30に結合される。

20

30

【0013】

この処理を反復するために、結合されたグレイスケール及びカラー3D画像投影の形成は、一連の処理ステップにおいて実現される。これらのステップは、第一に、個別のグレイスケール及びカラーデータ投影の形成を含み、次いで前記投影を表示用の単一の画像に結合又は合成する最終ステップを含む。前記グレイスケール画像投影の形成は、従来のマップからの反転グレイスケールマップを使用してグレイスケールデータのレンダリングにより実現され、ここでこの処理の第1のステップは、視覚化されるべきデータの体積の個別のボクセルの強度を逆転又は反転することである。この反転は、明るいボクセルを暗くするようにし、暗いボクセルを明るくするようにすることである。この反転ステップの後に、以前に記載されたレイキャスト法のような従来の3Dレンダリング技術が、所定の視点から観測された前記3Dデータの投影である2D画像を作成するのに使用される。好ましくは、このレンダリング方法は、前記データ内の"表面"を見つけ、示すように構成され、表面とは、一般に、観測者から前記データの体積内に移動する"放射(ray)"により見られる場合に低い強度(暗い)ボクセルから高い強度(明るい)ボクセルへの遷移を意味する。前記ボクセルデータの強度を反転する前記第1のステップのため、前記レンダリング処理中に見つけられ、表示される表面は、前記体積データに存在する無響領域又は通常は暗い領域に反対する組織の内部表面と同等である。前記体積データが、例えば、胎児心

40

50

臓を含む場合、見つけられ、表示される表面は、心臓の心室及び心臓に接続する関連した血管の内部表面に対応する。結果として生じる2D画像は、 $M \times N$ の画素からなり、各画素は、赤(R)、緑(G)及び青(B)値からなる。典型的には、これらのRGB値は、表示される画素が中立(グレイ)色を持つように全て互いに等しいが、他の色付けが使用されることができる。

【0014】

カラーフロー画像投影の形成は、特定の視点から見られるように、前記体積データ内に目標(移動する血液細胞)に関連付けられたドップラシフトを持つように前記超音波システムにより以前に検出された前記目標の表面を見つけ、表示するのに、レイキャスト法のような、従来の3Dレンダリング方法により実現される。結果として生じる2D画像は、 $M \times N$ の画素からなり、各画素は、赤(R)、青(B)及び緑(G)値からなる。前記画素のRGB値は、各画素位置において表示される結果の色が、受信されたエコーのドップラシフトにより決定される速度及び方向を表示される色に関連付けるカラーマップにより決定されるように当該位置における血液細胞の方向及び速度に対応する。

10

【0015】

上で作成された前記3Dデータの結合されたカラー及びグレイスケール2D投影は、前記結合画像の各画素が、前記グレイスケール画像及び前記カラー画像の対応する位置からの画素(ボクセル)データの組み合わせとして形成される非線形の形で結合又は合成される。2つの画像からの画素データを結合する複数の方法が存在する。1つの方法は、第一にグレイスケール画素値を選択された閾値と比較することである。前記画素値が調整可能な閾値を下回る場合、前記グレイスケール画像からのRGB画素値のみが結合された画像画素に対して使用され、すなわち、前記グレイスケールデータのみが表示される。他方で、前記グレイスケールデータからの画素値が前記調整可能な閾値を超過する場合、当該画素値は、当該位置における前記カラー画像の画素値と合計され(個別に合計されるR、G及びB)、結果として、同じ位置において見つけられた対応する速度で色付けされたグレイスケール画素値を生じる。望ましい場合、範囲確認が、前記合計された画素値を最大輝度に留めるように実行されることができる。この合成方法は、カラーデータがグレイスケールデータの不在時にのみ表示される従来のプロセスと反対である。

20

【0016】

前記グレイスケール画像及び前記カラー画像を合成する他の方法は、前記カラーデータの速度も考慮されるように前記カラー画素データの値に対する追加の調整可能な閾値を使用することである。この場合、前記カラーデータの速度が前記調整可能な閾値を超過する場合に、前記グレイスケールデータにかかわらず前記カラー画素データを示すことが望ましいかもしれない。

30

【0017】

前記合成プロセスに作用することができる他の因子は、グレイスケール画像画素及びカラー画像画素により描写されるグレイスケール表面及びカラー表面が生じた前記体積内の位置を考慮することである。体積レンダリングのレイキャスト法を使用する場合、最終結果は、深度次元が標準的に失われた2次元投影である。しかしながら、前記画素が生じた元の体積データセットの深度位置は、前記グレイスケール表面及び前記カラー表面の各々に対して前記表面が発見された放射に沿った位置の経過を追うことにより決定されることができる。この場合、前記合成プロセスの一部として前記グレイスケール画素値及び前記カラー画素値を比較するのに加えて、各画素が遭遇された放射に沿った深度も考慮されることができる。例えば、グレイスケールレンダリングのグレイスケール画素値が、カラーフローレンダリングの対応するカラー画素値より浅い深度から生じた場合、これら2つの値は、体積領域の異なる位置に関するもので統合されるべきでない。このような場合、前記グレイスケール値が指定された輝度閾値を超過するが、前記放射に沿った深度が、ある調整可能な閾値だけカラー画素とグレイスケール画素との間で異なる場合、前記グレイスケール画素値のみが、前記結合画像画素に対して使用される。この追加の因子は、空間的に相関がなく、したがって結合されるべきでないレンダリングされたデータの統合を防ぐ。

40

50

【 0 0 1 8 】

本発明のプロセスの単純化されたフローチャートが、図 2 に示される。102 において、3D グレイスケールデータセットが収集される。104 において、3D カラーフローデータセットが収集される。106 において、前記グレイスケールデータセットが、反転されたグレイスケールマップ又は値の範囲に変換又はマッピングされる。108 において、前記反転された 3D グレイスケールデータセット及び前記 3D カラーフローデータセットが体積レンダリングされる。110 において、カラーフロー値及びグレイスケール値が、両方のデータセットの特性を含む単一の 3D 体積レンダリング画像に結合又は合成される。このような画像のシーケンスは、次いで、112 においてリアルタイムで表示される。

【 0 0 1 9 】

図 3 及び 4 は、胎児心臓の 2 つの超音波画像を示し、第 1 の画像は心臓拡張期に収集され、第 2 の画像は心臓収縮期に収集される。これらの画像は、本発明の動作実施により収集され、収集する超音波システム上に黒い背景に対して示されるカラー画像として表示される。しかしながら、特許の説明の目的で、この従来の表示フォーマットは、図面において反転されており、これにより背景が白く、血流経路及び速度がグレイシェーディングである。指摘されることができる第 1 の特徴は、これらの画像が、心臓自体（心筋）のものではないが、心臓内の血液のものであることである。血流のこれらの領域の周りの心筋組織構造は、米国特許 5 4 7 4 0 7 3（Schwartz 他）に記載されたものと同様の血流の画像を生成するグレイスケールマップの反転により半透明になる又は消えるようにされる。組織が半透明にレンダリングされるのに対し、前記ドップラデータを不透明にレンダリングすることにより血流を視覚化する技術を説明する前述の米国特許 5 7 2 0 2 9 1（Schwartz）をも参照する。これらの画像において、前記血流経路は、不透明に表示され、これにより前記血流経路及び血液プールの外側表面が、前記レンダリングにおいて強調され、したがって血液の連続的な不透明な"管"として連続的な血管の流れを示す。図 3 及び 4 において、臨床医は、大動脈 200 のような血流経路の場所及び位置に注意することができ、前記大動脈の連続性を検査し、心臓及び血管の適切な形成を診断することができる。図 3 の心臓拡張期中に、202 で示される左心室は、血液が心臓のこの心室を充填するとき高度に色付けされる。心臓がこの位相の間にいっぱいであるときに大動脈 200 内にほとんど又は全く色が存在しない。図 4 の心臓収縮期において、心臓の収縮が血液を心臓の外に出し、大動脈及び周囲の脈管構造に入れるので、左心室には比較的少ない色が存在するが、僧帽弁領域及び大動脈 200 は、明るく色付けされる。臨床医は、したがって、血流の完全な血行動態を示す 1 つの画像に基づいて診断することができる。

10

20

30

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/054044

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01S15/89

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)
G01S A61B

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

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

EPO-Internal, INSPEC, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 198 19 800 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 3 December 1998 (1998-12-03) abstract; figure 1 page 1, line 3 - page 4, line 67 page 6, line 29 - page 7, line 61	1-17
X	US 6 117 080 A (SCHWARTZ GARY ALLEN [US]) 12 September 2000 (2000-09-12) cited in the application abstract; figures 1,9 column 1, line 6 - column 5, line 53 column 6, line 58 - column 8, line 19	1-17
X	EP 0 797 106 A (ADVANCED TECH LAB [US]) 24 September 1997 (1997-09-24) abstract; figures 1-5 page 2, line 3 - page 5, line 42	1-17
	----- -/-	

☒ 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 document 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.
- *Z* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 February 2008

Date of mailing of the international search report

25/02/2008

Name and mailing address of the ISA/
European Patent Office, P.O. Box 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 540-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Zaneboni, Thomas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/054044

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001 061839 A (TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO) 13 March 2001 (2001-03-13) the whole document -----	1-17
A	WO 00/41003 A (GEN ELECTRIC [US]) 13 July 2000 (2000-07-13) page 2, line 15 - page 3, line 12; figure 4 -----	8,9
A	HASHIMOTO H ET AL: "Ultrasound 3-dimensional image processing using power Doppler image" ULTRASONICS SYMPOSIUM, 1995. PROCEEDINGS., 1995 IEEE SEATTLE, WA, USA 7-10 NOV. 1995, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 7 November 1995 (1995-11-07), pages 1423-1426, XP010157377 ISBN: 0-7803-2940-6 the whole document -----	1-17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2007/054044

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 19819800	A1	03-12-1998	IL 124164 A	29-06-2000
			JP 11047134 A	23-02-1999
			US 6048311 A	11-04-2000
			US 5954653 A	21-09-1999
US 6117080	A	12-09-2000	AT 234043 T	15-03-2003
			DE 69811985 D1	17-04-2003
			DE 69811985 T2	04-12-2003
			EP 0882426 A2	09-12-1998
			JP 11056845 A	02-03-1999
EP 0797106	A	24-09-1997	AT 324596 T	15-05-2006
			DE 69735737 T2	16-05-2007
			JP 9262236 A	07-10-1997
			NO 971314 A	23-09-1997
JP 2001061839	A	13-03-2001	NONE	
WO 0041003	A	13-07-2000	EP 1060411 A1	20-12-2000
			JP 2002534188 T	15-10-2002
			US 6120451 A	19-09-2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 スナイダー リチャード エイ

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポゼル ピーオー ボックス 3003
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD09 DD15 DE04 EE30 JC20 JC25 KK02 KK03
KK21

专利名称(译)	使用灰度反演的3D超声彩色血流成像		
公开(公告)号	JP2010505575A	公开(公告)日	2010-02-25
申请号	JP2009531947	申请日	2007-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	スナイダーリチャードエイ		
发明人	スナイダー リチャード エイ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/483 G01S7/52071 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE30 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK21		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/829353 2006-10-13 US		
其他公开文献	JP2010505575A5 JP5236655B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断成像系统生成描绘一个图像中的血池位置和血流速度的血流3D图像。B模式数据收集在音量区域上，并反转为一系列灰度值，这些灰度值为强回波返回区域突出显示了消声区域。流量数据收集在同一卷区域，并且两个数据集都是卷呈现的。然后将两个体积渲染组合成单个3D图像，其中B模式像素值被像素位置处的血流所着色。

