

(11) 特許出願公表番号

特表2013-532543

(P2013-532543A)

(43) 公表日 平成25年8月19日(2013.8.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2013-521263 (P2013-521263)
(86) (22) 出願日	平成23年7月20日 (2011. 7. 20)
(85) 翻訳文提出日	平成24年12月25日 (2012. 12. 25)
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/053225
(87) 国際公開番号	W02012/014125
(87) 国際公開日	平成24年2月2日 (2012. 2. 2)
(31) 優先権主張番号	61/369, 195
(32) 優先日	平成22年7月30日 (2010. 7. 30)
(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 5656 アーエー アイン
ドーフエン ハイテック キャンパス 5

(74) 代理人 100087789
弁理士 津軽 進

(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙

(74) 代理人 100163809
弁理士 五十嵐 貴裕

(72) 発明者 シェウフ マイケル
オランダ国 5656 アーエー アイン
ドーフエン ハイ テック キャンパス
ビルディング 44

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 3Dボリュームの2D超音波画像の自動的なスライス及びエクスポート

(57) 【要約】

バイプレーン撮像の機能を持つ超音波システム10が、参照画像だけ若しくは可変方向画像だけの独立した画像フレーム、又は両方の画像の標準的な表示を表示、格納及びエクスポートすることができる。このシステムは、画像平面方向の範囲を通りスイープし、平面方向の範囲にわたり各方向において画像を自動的に取得することもできる。このシステムは好ましくは、バイプレーン傾斜モード、バイプレーン回転モード又はバイプレーン上昇傾斜モードで動作可能である。

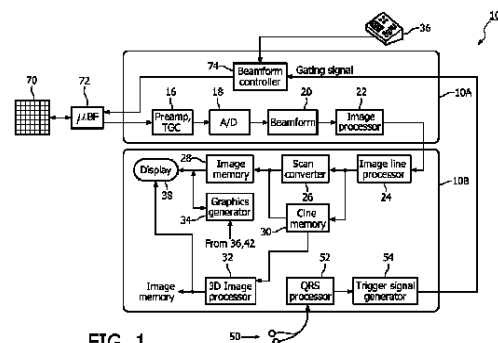


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

漸進的に異なる画像平面方向のバイプレーン画像のシーケンスを自動的に取得する超音波診断撮像システムであって、

２次元行列アレイトランスデューサを含む超音波プローブと、

異なる画像方向のバイプレーン画像を取得するよう前記プローブを制御するコントローラと、

方向変動の範囲にわたり漸進的に異なる画像方向の画像のシーケンスを取得及び格納するよう前記コントローラに命令するため、ユーザにより動作可能なユーザ制御部と、

バイプレーン画像の表示のためのディスプレイとを有する、超音波診断撮像システム。

10

【請求項 2】

前記画像が取得されることになる前記方向変動の範囲をセットするため、ユーザにより動作可能なユーザ制御部を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

漸進的に異なる画像方向の画像のシーケンスのゲート制御された取得のため、前記コントローラに結合されるトリガー信号のソースを更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

漸進的に異なる画像方向の画像の取得したシーケンスを格納する画像メモリを更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

20

【請求項 5】

前記漸進的に異なる画像方向が、異なる傾斜角方向、異なる回動角度方向、又は異なる上昇傾斜角方向である、請求項 4 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

異なる画像方向の間の方向における差分をセットするため、ユーザにより動作可能なユーザ制御部を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記バイプレーン画像が、前記行列アレイトランスデューサに対して固定された方向の第 1 の画像及び前記第 1 の画像に対してユーザ可変方向の第 2 の画像を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

30

【請求項 8】

前記第 2 の画像が、前記第 1 の画像に対して傾けられた方向を持ち、前記第 1 の画像の平面と交差するモード、

前記第 2 の画像が、前記第 1 の画像に対して回動された方向を持つモード、又は

前記第 2 の画像が、上昇方向において傾けられ、前記第 1 の画像と交差しないモード、のいずれかを選択するため、ユーザにより動作可能なユーザ制御部を更に有する、請求項 7 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

バイプレーン画像を取得するため、超音波診断撮像システムを作動させる方法において、

40

バイプレーン撮像モードを選択するステップと、

前記選択されたバイプレーン撮像モードにおいて体における関心領域を撮像するステップと、

漸進的に異なる画像方向のバイプレーン画像のスweepされた取得を開始するステップと、

前記漸進的に異なる画像方向のバイプレーン画像の画像シーケンスを格納するステップとを有する、方法。

【請求項 10】

前記スweepされた取得が開始されることになる漸進的に異なる画像取得の範囲を選択するステップを更に有する、請求項 9 に記載の方法。

50

【請求項 1 1】

異なる画像方向の間の方向における増加的差分を選択するステップを更に有する、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記開始するステップが、漸進的に異なる画像平面傾斜のバイプレーン画像のスイープされた取得を開始するステップを更に有する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記開始するステップが、漸進的に異なる画像平面回動のバイプレーン画像のスイープされた取得を開始するステップを更に有する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 4】

異なる画像ディスプレイデバイスに対して前記格納された画像シーケンスをエクスポートするステップを更に有する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 5】

トリガー信号を取得するステップを更に有し、

前記開始するステップが、漸進的に異なる画像方向のバイプレーン画像のゲート制御された、スイープされた取得を開始するステップを更に有する、請求項 9 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波診断システムに関し、より詳細には、参照平面に対して 2 D 画像平面を自動的にスイープし、個別の画像平面又は画像シーケンスとして、スイープされた平面をエクスポートする 3 D 超音波診断撮像システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

米国特許第 6, 7 0 9, 3 9 4 号 (Frisa その他) 及び第 6, 7 5 5, 7 8 6 号 (Frisa その他) は、超音波バイプレーン撮像を説明する。バイプレーン撮像において、2 次元行列アレイトランスデューサ・プローブは、迅速な交互連続的態様で、2 つの異なる 2 D 画像平面をスキャンする。これにより、両方の平面の生のリアルタイム画像が生成される。画像平面の 1 つは、参照画像平面と呼ばれる。この画像平面は一般に、行列アレイトランスデューサの平面に対して垂直に方向付けられる。これは、センター直交軸線の周りのプローブからアレイへとまっすぐ外に延在する。参照画像方向は通常、静止されて維持され、第 2 の画像平面は、この参照平面に対して移動可能である。' 3 9 4 特許は、第 2 の画像平面が、参照平面に対して傾斜又は回動されることができるバイプレーン撮像を説明する。マサチューセッツ州アンドーバーの Philips Healthcare から利用可能な商業的な実施形態において、傾けられた画像平面は、参照平面の重心軸に整列するその重心軸を持つ公称方向を持つ。傾斜平面が、参照平面の重心軸に対して異なる角度で方向付けられるが、その重心軸を用いて参照平面に常に配置されるよう、その傾斜平面が移動される（傾けられる）ことができる。回動バイプレーン実現はここでも、参照画像の重心軸と開始点で整列配置される第 2 の（回動する）画像平面の重心軸を持ち、第 2 の画像方向は、参照画像の平面に直交する。この開始位置から、回動平面は、直交から変化する参照画像に対する角度でその重心軸の周りで回動されることができる。' 7 8 6 特許は、上昇傾斜バイプレーン撮像として知られる技術を説明する。上昇傾斜撮像において、第 2 の画像は、参照画像と整列する開始位置を持つ。第 2 の画像は、上昇方向において参照画像平面から参照画像平面を横切らない異なる平面へと離れて移動される。従って、2 つの平面は、完全に平行又は角度的に平行でありえる。後者は、第 2 の平面が参照平面と共通の頂点位置を持つか、又は画像の上端（最も浅い深度）の上の参照平面と交差する状態である。バイプレーン画像は、関心ターゲット生体構造又は領域を見るために医師が参照平面を配置して、ターゲット生体構造の他の平面画像を観測するために第 2 の平面を移動することを可能にする。これらの特許に示されるように、2 つのバイプレーン画像は、同時に並んで表示される。その結果、第 2 の平面を移動する間、臨床医は、参照画像を常に見ることができる。

10

20

30

40

50

バイプレーン撮像は、スキャンされる 3 次元ボリュームに含まれる画像位置のナビゲーションベアリングを常に維持しつつ、臨床医が 2 つの画像平面を同時にスキャン及び観測することを可能にする。臨床医が、両方の画像平面において関心生体構造を配置するとき、単一の画像又はループ（生の画像のシーケンス）が、キャプチャ又はセーブされることができ、後に決定的な診断をしているとき、表示又は再生されることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

画像のデュアルディスプレイのキャプチャは、単一の画像のディスプレイのサイズと比較して、各画像のサイズを減らすことになる。いくつかの場合において、診断を必要とする生体構造を観測するために配置された第 2 の画像だけをセーブすることが望ましい場合がある。即ち、参照画像は、診断には必要でない場合がある。第 2 の画像だけをセーブすることは、詳細な診断を補助するより大きなディスプレイフォーマットにおいて画像が表示されることを可能にする。単一の移動可能な画像ではなく、画像方向の範囲にわたるすべての画像をセーブすることが望ましい場合もある。新しい方向のシリーズへと移動可能な画像を手動で再配置し、続いて新しい画像をキャプチャすることは、退屈で、時間を消費するものであり、プローブがこの処理の間不注意に移動する場合、画像の不完全なシリーズを与える。画像方向の範囲を通り自動的にステップを進める又はスイープし、スイープの範囲においてすべての画像をキャプチャすることが可能であることが、更に望ましい。参照画像が診断にとってもはや有益でないとき、参照画像と関係なく、スイープされた第 2 の画像のシーケンスだけをセーブすることが可能であることが更に望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、診断超音波撮像システムは、可動バイプレーン画像方向のシリーズからの画像をスイープ及びセーブすることができるバイプレーン撮像を実行する。ボタンのタッチにおいて、バイプレーン画像の第 2 の（移動可能な）平面が、方向の完全な範囲又は選択されたサブ範囲において、回動、傾斜又は上昇され、このシーケンスが、後の観測のためセーブされる。本発明の更なる側面によれば、静的な又は生の画像である移動可能な画像平面又は斯かる平面のシーケンスが、参照平面画像とは分離してキャプチャ及びセーブされることができる。個別の画像又は画像のループは、後の表示及び診断のためエクスポートされることができる。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図 1】本発明の原理に基づき構築される超音波診断撮像システムをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図 2】従来技術のバイプレーン表示を示す図である。

【図 3】図 1 の超音波システムのバイプレーン画像形式選択サブシステムをブロックダイアグラム形式で示す図である。

【図 4】本発明の原理によるセットアップ及びバイプレーンスイープ画像の取得を示すフローチャートである。

【図 5 a】本発明の原理による個別にセーブされた第 2 の（移動可能な）バイプレーン画像を説明する図である。

【図 5 b】本発明の原理による個別にセーブされた第 2 の（移動可能な）バイプレーン画像を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0006】

最初に図 1 を参照すると、本発明の原理に基づき構築される超音波システム 10 が、ブロック図形式で示される。超音波システムは、フロントエンド取得サブシステム 10 A 及びディスプレイサブシステム 10 B という 2 つのサブシステムにより構成される。超音波プローブは、2 次元行列アレイトランスデューサ 70 及びマイクロビーム形成器 72 を

含む取得サブシステムに結合される。マイクロビーム形成器は、アレイトランスデューサ 70 の要素のグループ（「パッチ」）に適用される信号を制御し、各グループの要素により受信されるエコー信号の何らかの処理をする回路を含む。プローブにおけるマイクロビーム形成は有利なことに、プローブ及び超音波システムの間のケーブルにおける導体の数を減らし、米国特許第 5, 997, 479 号（Savord その他）及び米国特許第 6, 436, 048 号（Pesque）において説明され、高いフレームレートのリアルタイム（生の）撮像のため、送信及び受信に関するビームの電子操縦を提供する。

【0007】

プローブは、超音波システムの取得サブシステム 10A に結合される。取得サブシステムは、ユーザ制御部 36 に応答し、マイクロビーム形成器 72 に対して制御信号を提供するビーム形成コントローラ 74 を含む。制御信号は、送信ビームのタイミング、周波数、方向及び焦束に関してプローブに指示する。ビーム形成コントローラは、アナログデジタル（A/D）コンバータ 18 及びビーム形成器 20 の制御により、取得サブシステムにより受信されるエコー信号のビーム形成も制御する。プローブにより受信される部分的にビーム形成されたエコー信号が、取得サブシステムにおけるプリアンプ及び TGC（時間ゲイン制御）回路 16 により増幅され、A/D コンバータ 18 によりデジタル化される。デジタル化されたエコー信号は、メインシステム・ビーム形成器 20 により、完全に操縦及び焦束されたビームへと形成される。エコー信号は、デジタルフィルタリング、B モード及び M モード検出、並びにドップラー処理を実行し、例えばハーモニック分離、スペクトル減少及び他の所望の画像信号処理といった他の信号処理も実行することができる画像プロセッサ 22 により処理される。

【0008】

取得サブシステム 10A により生成されるエコー信号は、ディスプレイサブシステム 10B に結合される。これは、所望の画像フォーマットにおいて表示するためエコー信号を処理する。エコー信号は、画像ラインプロセッサ 24 により処理される。これは、エコー信号をサンプリングし、ビームのセグメントを完全なライン信号へとスプライスし、SN 比改善又はフロー持続のためライン信号を平均化することができる。2D 画像に関する画像ラインは、従来において知られる R- θ 変換を実行するスキャンコンバータ 26 により所望の画像フォーマットへとスキャンコンバートされる。スキャンコンバータは、直線又はセクター画像フォーマットをフォーマット化することができる。画像は、画像メモリ 28 に格納される。図 3 においてより詳細に説明されるように、画像は画像メモリからディスプレイ 38 上に表示されることができる。メモリにおける画像は、画像と共に表示されるグラフィックスでオーバーレイされることもある。グラフィックスは、ユーザ制御部 36 に応答するグラフィックス生成器 34 により生成され、その結果、生成されるグラフィックスは、ディスプレイの画像に関連付けられる。個別の画像又は画像シーケンスは、画像ループ又はシーケンスのキャプチャの間、シネメモリ 30 に格納されることができる。

【0009】

リアルタイム・ボリュメトリック撮像のため、ディスプレイサブシステム 10B は、リアルタイム 3 次元画像のレンダリングに関して、画像ラインプロセッサ 24 から画像ラインを受信する 3D 画像レンダリングプロセッサ 32 も含む。3D 画像は、ディスプレイ 38 上で生の（リアルタイム）3D 画像として表示されることができるか、又は後のレビュー及び診断のため 3D データセットを格納すべく、画像メモリ 28 に結合されることができる。

【0010】

心臓サイクルの特定の位相での画像を取得することが望ましいときに使用される ECG サブシステムが提供される。ECG リード線 50 は、各鼓動の R 波を特定する QRS プロセッサ 52 のため、ECG 信号を提供する。R 波のタイミングは、特定の心臓サイクルの画像を取得するために用いられる。鼓動の連続の拡張末期位相での心臓の画像は、ビーム形成コントローラ 74 に関するトリガー信号生成器 54 からのトリガー信号としての R 波タイミングと、所望の心臓位相を選択するのに使用される制御パネル 36 の制御とを結合

することにより取得されることができる。この所望の心臓位相では、心臓位相ゲート化された画像が取得されることになる。

【0011】

行列アレイプローブが、制御パネル36の制御により選択されるバイプレーンモードで作動されるとき、ビーム形成コントローラ74は、迅速でリアルタイムな連続的態様で、2つの異なる画像平面の画像を交互に取得するよう制御される。制御パネル36の制御は、例えば、回動、傾斜又は上昇傾斜モードといった所望のバイプレーンモードを選択するために用いられる。2つの平面の生の画像は、図2に示されるように並んで表示される。検査技師は、行列アレイプローブを安定して保持することになる。その結果、ターゲット生体構造が、参照画像において常に表示され、第2の画像を傾ける、回動させる、又は上昇させるために、制御パネルの制御を操作する。図2の例に図示されるように、参照画像Lは、ディスプレイスクリーンの左側に表示され、調整可能な第2の画像Rが、スクリーンの右側に示される。図2における各画像の頂点の右には、各画像の隣の点として、プローブ方向マーカー402、404が表示される。検査技師がどのようにプローブを保持するかに基づき、表示されたマーカーは、画像の左又は右側を表すプローブ上のマークと関連する。このマーカーは、検査技師が患者の体に対してプローブを保持する態様に関連して、表示された画像を方向付ける。スクリーンの中央の上記画像L及びRは、2つのバイプレーン画像平面の相対的な方向を示す画像方向アイコン400である。アイコン400は、プローブのトランスデューサアレイから見られる画像平面の表示を表し、回動されるときR画像が移動することができる空間を視覚的に表す円410を持つ。点406は、左参照画像Lの点402に対応し、この例において、参照画像の平面が、画像の右においてマーカーを持つ円410にわたり水平方向にあることを示す。アイコンのライン412は、右(移動可能な)画像Rが、画像の右側において、点404に対応する右マーカー408を持つ同じ方向にあることを示す。移動可能な画像平面が回動されるとき、ライン412は、平面の変化する方向に基づき、円の周りを回動する。傾斜及び回動モードに関するこの標準的なバイプレーン表示の更なる詳細は、'394特許に記載される。上昇傾斜モードに関するバイプレーン表示の詳細は、'786特許に記載される。

【0012】

本発明の原理によれば、バイプレーン画像は、同じディスプレイフレームにおける両方の画像と共に標準的なフォーマットで、又は独立画像として、表示、格納、及び／又はエクスポートされることができる。図3は、この機能を提供する図1の超音波システムに関するディスプレイプロセッサの例を示す。スキャンコンバータ26からの画像ディスプレイラインは、第1の画像バッファ82又は第2の画像バッファ84に対するスイッチ80により交互に操縦される。スイッチ80の設定は、システムにより現在取得されるバイプレーン画像に基づき、ビーム形成コントローラ74からの信号により制御される。参照バイプレーン画像は、第1の画像バッファ82において組立てられ、第2の(可変方向)画像は、第2の画像バッファ84において組立てられる。これらの2つの画像バッファから、異なる格納及び表示フォーマットが、生成されることができる。画像バッファ82及び84は、画像フォーマットセレクター88の入力に結合される。画像バッファ82及び84は、バイプレーン画像バッファ86の入力にも結合される。そこでは、両方のバイプレーン画像が、単一の画像フレームとして格納及び／又は表示のためフォーマット化される。バイプレーン画像バッファ86の出力は、画像フォーマットセレクター88の第3の入力として結合される。画像フォーマットセレクター88は、出力として、制御パネル36からのユーザ制御された信号により命令されて、参照画像の画像フレーム、第2の(可変方向)画像の画像フレーム、又は同時的な両方の画像の標準的なバイプレーン表示の画像フレームを生成することができる。グラフィックス生成器34は、選択された画像タイプに関して対応するグラフィックオーバーレイを提供するため、セレクター88に結合される。選択されたフォーマットの画像フレームは、画像ディスプレイ38上に表示され、画像メモリ28にセーブされ、及び／又は、システムの画像データポート(図示省略)を通り外部に通信されることができる。これは、可変方向画像だけのシーケンスが、参照画像と

10

20

30

40

50

は関係なく、他のストレージ又はディスプレイデバイスに格納及びエクスポートされることができるとを意味する。参照画像のシーケンスと同時に取得された可変方向画像の独立シーケンスとを格納及び／又はエクスポートすることも可能である。画像データのメタデータに格納される画像の取得時間を用いて、又は画像の両方のセットの取得のタイミングを示すタイミング（ECG）信号を参照して、2つの画像シーケンスが、同期的表示のため同時に再生されることができると。取得した画像は、体におけるフロー又は運動の静的な画像又は生の画像とすることができる点を理解されたい。

【0013】

本発明の更なる側面によれば、図4は、バイプレーン画像ペアの可変方向画像のシーケンスを自動的にスイープ及び取得するため、図1の超音波システムを作動させる方法を示す。例えば、参照画像は、 $+45^{\circ}$ から -45° の範囲のセクター角度を持つセクター画像とすることができる。セクター参照画像の 0° 角は、アレイトランスデューサから垂直に延在するセクター画像の重心軸である。可変傾斜画像は、 $+45^{\circ}$ から -45° の傾斜角の範囲のどこにでも配置されることができる。従来技術のバイプレーン撮像システムにおいて、第2の画像の傾斜方向は、手動で調整可能である。図4の動作シーケンスは、第2の画像方向の完全な範囲又は部分的な範囲を通り自動的にスイープするため、超音波システムがどのように命令されることができるかを示す。例えば、上記例に従い、システムは、 $+45^{\circ}$ から -45° の傾斜角の完全な範囲にわたり、画像をスイープ及び取得するよう命令されることができる。又は、画像は、この完全な範囲の部分にわたり取得されることができる。この方法は、所望のバイプレーンモードを選択するステップ60で始まる。バイプレーンモードの例は、上述され、傾斜、回動、及び上昇傾斜モードを含む。一旦モードが選択されると、関心生体構造領域が所望のバイプレーンモードの参照画像において見られるまで、ステップ62においてプローブが操作される。心臓撮像に関して、例えば、関心領域は、心臓の左心室とするかもしれない。ステップ64において、必要に応じて、方向がスイープされることになる範囲が選択される。通常、方向の完全な範囲は、デフォルトスイープ範囲、例えば、この例では $+45^{\circ}$ から -45° である。ステップ66において、必要に応じて、スイープの起動が選択される。例えば、心臓が、鼓動の拡張末期位相に接近し、これを通り続くとき、スイープを始めることが望ましい場合がある。一旦取得に関する所望のパラメータの全てがセットされると、スイープを開始するため、又は所望のタイミングでのスイープを始めるためのトリガーを起動するため、制御パネル36上のボタンが押される。ビーム形成コントローラは、それぞれ連続して異なる方向で、第2の（方向変数）画像のシーケンスを迅速に取得する。取得の終わりに、画像のシーケンスは、後のレビュー又はエクスポートのため、例えば診断ワークステーションといった別のシステムに格納される。

【0014】

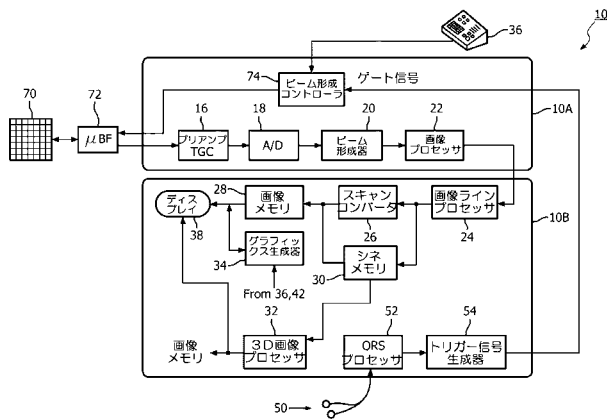
図4に示される設定に加えて、追加的な設定は、連続した画像の間の角間隔とすることができる。間隔が接近した画像のスイープシーケンスは、多くの画像を取得するが、より大きな数の画像を取得するため、より粗い間隔のシーケンスよりも時間がかかる点を理解されたい。

【0015】

図5a及び5bは、本発明による別のデバイスに対して表示、格納及び／又は送信されることができるバイプレーン画像の2つのタイプを示す。図5aは、参照画像といった単一の静的な画像90を示す。これは、第1の画像バッファ82において組立てられ、ディスプレイ38上に表示され、及び単一の画像として格納される。画像90は、単一のバイプレーン参照画像又は単一のバイプレーン可変方向画像とすることができる。静的な画像の代わりに、画像90は、生の画像のループ又はシーケンスとすることもできる。そこでは、単一の画像における生体構造が、リアルタイムに動いて観測される。図5bは、画像92のシーケンスを示す。これは、例えば、上述したような画像平面方向角度の範囲を通る自動化されたスイープにより取得されることになる。この例におけるシーケンスは、 $+45^{\circ}$ で始まる傾斜方向を有し、 1° のインクリメントで動くように見られる。その結果

、シーケンスにおける第2の画像は、 $+44^{\circ}$ の傾斜方向を持つ等となる。シーケンスの中央では、公称 0° の傾斜を持つ画像があり、 $+45^{\circ}$ から -45° の範囲を通りスイープされるシーケンスの終わりには、この例では -45° の方向で傾けられる画像がある。スイープされたシーケンス92は、後のレビュー及び診断のためセーブさら、及び臨床医が、診断をするのに最適な方向を見つけるため、シーケンスを進めることができるとき、呼び出されることができる。傾けられた画像の各々は、単一の静的な画像、生の画像ループ、及び／又は移動する生体構造の所定の位相で取得されるゲート制御された画像とすることができる点を更に理解されたい。

【図1】



【図2】

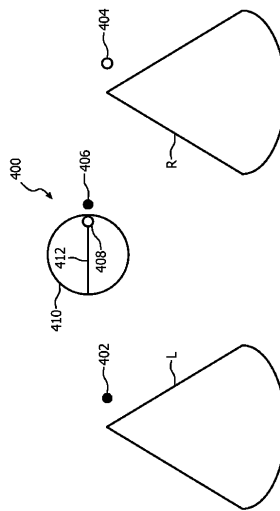
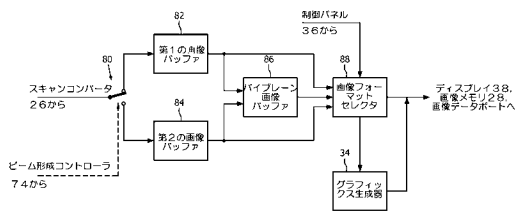
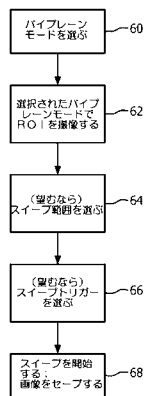


FIG. 2

【図 3】



【図 4】



【図 5 b】

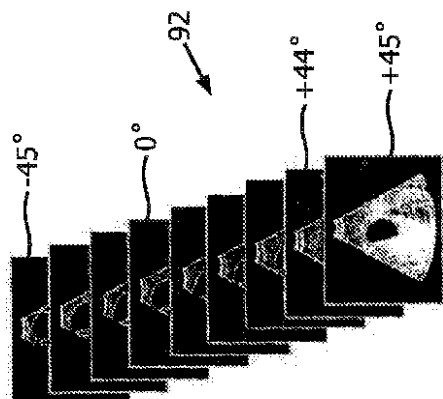


FIG. 5b

【図 5 a】

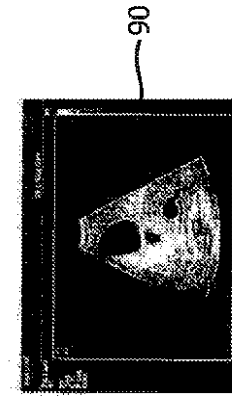


FIG. 5a

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2011/053225

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 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 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 practical, search terms used) EP0-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2009/044316 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; ANDERSON MARTIN [US]; BRUCE MATTH) 9 April 2009 (2009-04-09) abstract; figures 1, 3 paragraph [0016] paragraph [0020] - paragraph [0024] paragraphs [0026], [0027], [0029] -----	1-15
X	US 6 245 017 B1 (HASHIMOTO SHINICHI [JP] ET AL) 12 June 2001 (2001-06-12) figures 10, 14A, 15A column 6, line 26 - line 43 column 8, line 11 - line 12 column 8, line 45 - column 9, line 12 ----- -/--	1,2,6-13
☒ 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
24 October 2011		31/10/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Knoll, Bernhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2011/053225

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 709 394 B2 (FRISA JANICE [US] ET AL) 23 March 2004 (2004-03-23) cited in the application abstract; figures 3, 7 column 4, line 34 - line 37 column 5, lines 13 - 15, 21 - 24 column 6, line 22 - line 44 column 7, line 37 - line 45 column 8, line 48 - line 50 -----	1-15
A	US 6 755 786 B2 (FRISA JANICE [US] ET AL) 29 June 2004 (2004-06-29) cited in the application abstract; figures 1, 2A, 2B, 5B, 6, 7 column 2, lines 27 - 28, 39 - 43, 56 - 67 column 3, lines 3 - 5, 11 - 14, 23 - 27 column 4, line 19 - line 61 column 5, line 38 - line 65 -----	1-15
A	WO 00/54518 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 14 September 2000 (2000-09-14) abstract; figures 1, 2, 4, 5a, 5b page 2, line 18 - page 4, line 12 page 6, line 8 - page 7, line 2 page 8, line 6 - page 10, line 33 -----	1,3,4,9, 14,15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/053225

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2009044316 A1	09-04-2009	NONE	
US 6245017 B1	12-06-2001	NONE	
US 6709394 B2	23-03-2004	WO 0214888 A2 EP 1311869 A2 JP 2004506458 A US 2003023166 A1 US 6443896 B1	21-02-2002 21-05-2003 04-03-2004 30-01-2003 03-09-2002
US 6755786 B2	29-06-2004	US 2003195422 A1 US 2003208124 A1	16-10-2003 06-11-2003
WO 0054518 A1	14-09-2000	CN 1296705 A EP 1078535 A1 JP 2002538864 A US 6231508 B1	23-05-2001 28-02-2001 19-11-2002 15-05-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE30 FF08 GB06 HH15 KK12 KK25 KK31 LL04

专利名称(译)	自动扫描和输出3D体积2D超声图像		
公开(公告)号	JP2013532543A	公开(公告)日	2013-08-19
申请号	JP2013521263	申请日	2011-07-20
[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	シャウフマイケル		
发明人	シャウフ マイケル		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52087 G01S15/8925 G01S15/8993 G01S15/8906		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL04		
优先权	61/369195 2010-07-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有双平面成像功能的超声系统10可以显示，存储和输出仅具有可变方向图像或两个图像的参考图像或独立图像帧的标准显示。系统扫过图像平面方向上的范围，并且可以在平面方向上的范围内自动获取每个方向上的图像。该系统优选地可在双平面倾斜模式，双平面枢转模式或双平面仰角倾斜模式下操作。

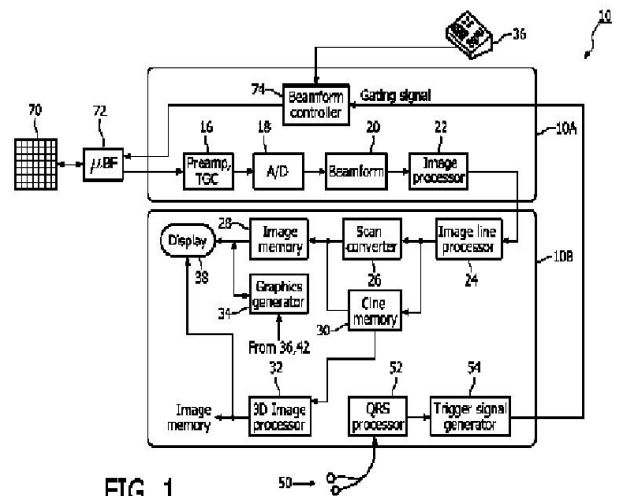


FIG. 1