

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5899212号
(P5899212)

(45) 発行日 平成28年4月6日(2016.4.6)

(24) 登録日 平成28年3月11日(2016.3.11)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2013-521259 (P2013-521259)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年7月18日 (2011.7.18)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2013-532541 (P2013-532541A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年8月19日 (2013.8.19)		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
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/053181		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n
(87) 国際公開番号	W02012/014120		
(87) 国際公開日	平成24年2月2日 (2012.2.2)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成26年7月9日 (2014.7.9)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	61/369,182	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成22年7月30日 (2010.7.30)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 個別のバイプレーン画像の表示及びエクスポート

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

異なる画像平面方向のバイプレーン画像の取得及び表示に関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、

取得したバイプレーン画像に基づき、格納及び表示のため単一のバイプレーン画像をフォーマット化すること、及び格納及び表示のため異なる画像方向の2つのバイプレーン画像を単一の表示フレームとしてフォーマット化することの両方に対して構成される表示プロセッサと、

前記表示プロセッサによりフォーマット化される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。

【請求項 2】

前記バイプレーン画像が、参照画像と、前記参照画像の平面方向に対して、選択可能に変なプラナ方向の画像とを更に有し、

前記可変プラナ方向画像のプラナ方向をセットする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】

前記参照画像が、参照画像平面にあり、

10

20

前記コントローラは更に、各画像平面のリアルタイム表示を生成するため、迅速な連続的態様において前記参照画像及び前記可変プラナ方向画像を取得するよう動作可能である、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

バイプレーン画像のゲート制御された取得のためのトリガ信号のソースを更に有する、請求項 3 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記表示プロセッサに基づき、異なる方向を向くバイプレーン画像のペアの画像のシーケンス又は同じプラナ方向の単一のバイプレーン画像のシーケンスを選択的に格納するよう構成され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。

10

【請求項 6】

前記表示プロセッサにより実行されるバイプレーン画像のフォーマットを選択するため、ユーザにより操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の第 2 の画像の方向のタイプを選択するため、前記ユーザにより操作可能なユーザ制御部を更に有し、

前記タイプが、

前記第 1 のバイプレーン画像の前記平面と交差する平面において、前記バイプレーン画像の第 1 の画像の方向に対して傾けられる、

20

前記第 1 のバイプレーン画像の方向に対して回転される、又は

前記第 1 のバイプレーン画像の方向に対して、上昇方向において傾けられる、のいずれかである、請求項 6 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

異なる画像平面方向のバイプレーン画像を表示するよう、超音波診断撮像システムを作動させる方法において、

2 次元行列アレイトランスデューサが、異なる画像方向の 2 つのバイプレーン画像を交互に取得するバイプレーンモードを入力するステップと、

前記トランスデューサ及び前記超音波撮像システムを用いて、前記 2 つのバイプレーン画像を取得するステップと、

30

それぞれが両方のバイプレーン画像を表示する画像フレームの表示又はそれぞれが同じ画像方向の単一のバイプレーン画像のシーケンスの表示のいずれかであるよう、表示フォーマットを選択するステップと、

前記選択された表示フォーマットのバイプレーン画像を格納するステップと、

前記選択された表示フォーマットの前記格納されたバイプレーン画像を表示するステップとを有する、方法。

【請求項 9】

前記選択された表示フォーマットの前記格納されたバイプレーン画像を別の画像表示デバイスに対して送信するステップを更に有する、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

40

前記表示フォーマットを選択するステップが更に、

それぞれが第 1 の画像方向の単一のバイプレーン画像のシーケンスの表示を選択するステップと、

それぞれが第 2 の画像方向の単一のバイプレーン画像のシーケンスの表示を選択するステップと、

単一のバイプレーン画像の両方のシーケンスを格納するステップと、

時間同期において両方の画像シーケンスを同時に表示するステップとを有する、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 11】

時間同期において両方の画像シーケンスを表示するステップが更に、各画像の取得の時

50

間に同期化される各シーケンスの画像を表示するステップを有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記取得ステップが更に、ECG 信号に対してゲート制御されたバイプレーン画像を取得するステップを有し、

前記時間同期において両方の画像シーケンスを表示するステップが更に、前記 ECG 信号に対して同期化される各シーケンスの画像を表示するステップを有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記単一のバイプレーン画像の両方のシーケンスを格納するステップが更に、各格納された画像のメタデータとしてタイミング情報を格納するステップを有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

異なる画像表示デバイスに対して両方のシーケンスを送信するステップを更に有する、請求項 10 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断システムに関し、より詳細には、例えば可変方向画像又はそのシーケンスといった個別の独立バイプレーン画像を表示及びエクスポートする 3D 超音波診断撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

米国特許第 6,709,394 号 (Frisa その他) 及び第 6,755,786 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 2D 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。'394 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。'786 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。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

10

20

30

40

50

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ワイプし、スワイ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、スワイプされた第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ワイ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。個別の画像又は単一の画像のループは、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ワイプ画像の取得を示すフローチャートである。

【図５a】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５b】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１０Ａ及びディスプレイサブシステム１０Ｂ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７

0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(ライブ)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に应答し、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ためのものである。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、例えばハーモニク分離、スペck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に应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

10

20

30

40

50

れた画像が取得されることになる。

【 0 0 1 1 】

行列アレイプローブが、制御パネル 3 6 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 7 4 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 3 6 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 4 0 2、4 0 4 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相關する。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 4 0 0 である。アイコン 4 0 0 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 4 1 0 を持つ。点 4 0 6 は、左参照画像 L の点 4 0 2 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 4 1 0 にわたり水平方向にあることを示す。アイコンのライン 4 1 2 は、右（移動可能な）画像 R が、画像の右側において、点 4 0 4 に対応する右マーカー 4 0 8 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 4 1 2 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、' 3 9 4 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、' 7 8 6 特許に記載される。

【 0 0 1 2 】

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 2 6 からの画像ディスプレイラインは、第 1 の画像バッファ 8 2 又は第 2 の画像バッファ 8 4 に対するスイッチ 8 0 により交互に操縦される。スイッチ 8 0 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 7 4 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 8 2 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 8 4 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 8 2 及び 8 4 は、画像フォーマットセレクター 8 8 の入力に結合される。画像バッファ 8 2 及び 8 4 は、バイプレーン画像バッファ 8 6 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 8 6 の出力は、画像フォーマットセレクター 8 8 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 8 8 は、出力として、制御パネル 3 6 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 3 4 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 8 8 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 3 8 上に表示され、画像メモリ 2 8 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

10

20

30

40

50

とができることを意味する。同時に取得される、参照画像のシーケンスと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。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に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ことができる。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（方向可変）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】

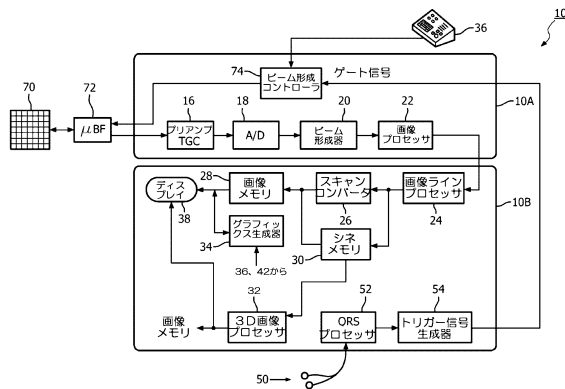
図4に示される設定に加えて、追加的な設定は、連続した画像の間の角間隔とすることができる。間隔が接近した画像のスイープシーケンスは、多くの画像を取得するが、より大きな数の画像を取得するため、より粗い間隔のシーケンスよりも時間がかかる点を理解されたい。

【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れ、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】

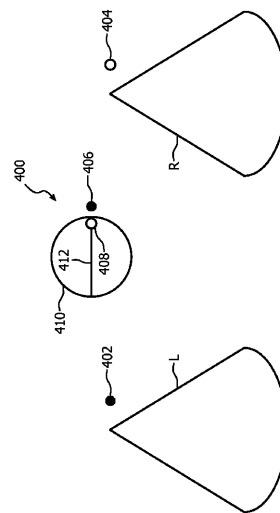
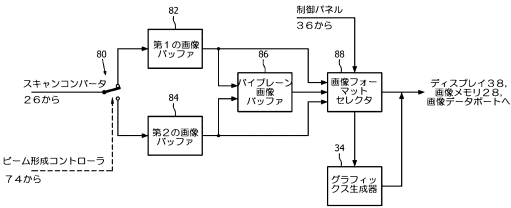


FIG. 2

【図 3】



【図 5 a】

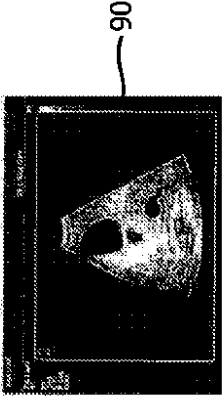
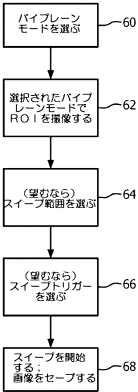


FIG. 5a

【図 4】



【図 5 b】

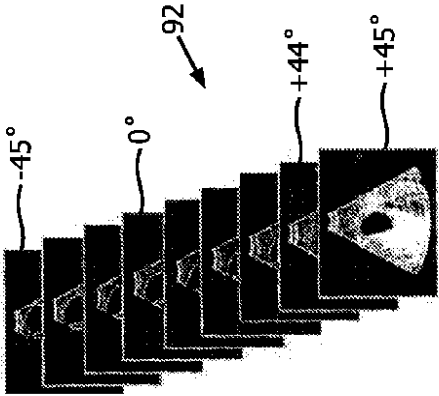


FIG. 5b

フロントページの続き

(74)代理人 100163809

弁理士 五十嵐 貴裕

(72)発明者 シャウフ マイケル

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 3 0 1 3 4 (J P , A)

特開 2 0 0 9 - 1 5 3 6 0 0 (J P , A)

特開平 0 8 - 1 0 7 8 9 5 (J P , A)

特表 2 0 0 5 - 5 3 7 0 7 5 (J P , A)

特表 2 0 0 5 - 5 3 7 0 7 6 (J P , A)

特開 2 0 0 6 - 1 9 7 9 6 7 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 7 (J P , A)

特開 2 0 0 8 - 2 3 7 7 5 9 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 1 2 7 8 4 5 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	显示和导出单个双翼飞机图像		
公开(公告)号	JP5899212B2	公开(公告)日	2016-04-06
申请号	JP2013521259	申请日	2011-07-18
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[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	G06T19/00 A61B8/0883 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52087 G01S15/00 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	61/369182 2010-07-30 US		
其他公开文献	JP2013532541A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够进行双平面成像的超声系统能够仅显示，存储和输出参考图像（90）或仅可变取向图像或两个图像的标准显示的独立图像帧。该系统还能够扫过一系列图像平面取向并自动获取包括在平面取向范围内的每个取向上的图像的图像序列（92）。该系统优选地在双平面倾斜模式，双平面旋转模式或双平面标高倾斜模式操作。

(21) 出願番号	特願2013-521259 (P2013-521259)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年7月18日 (2011. 7. 18)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2013-532541 (P2013-532541A)		ヴェ
(43) 公表日	平成25年8月19日 (2013. 8. 19)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/182011/053181		N. V.
(87) 国際公開番号	W02012/014120		オランダ国 5656 アーエー アイ
(87) 国際公開日	平成24年2月2日 (2012. 2. 2)		ドフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成26年7月9日 (2014. 7. 9)		High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	61/369, 182		NL-5656 AE Eindhove
(32) 優先日	平成22年7月30日 (2010. 7. 30)		n
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100087789
			弁理士 澤野 達
		(74) 代理人	100122769
			弁理士 苗田 秀仙

最終頁に続く