

(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2015-534872
(P2015-534872A)

(43) 公表日 平成27年12月7日(2015.12.7)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-542393 (P2015-542393)
(86) (22) 出願日 平成25年11月13日 (2013.11.13)
(85) 翻訳文提出日 平成27年5月18日 (2015.5.18)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2013/060105
(87) 国際公開番号 W02014/080319
(87) 国際公開日 平成26年5月30日 (2014.5.30)
(31) 優先権主張番号 61/728,566
(32) 優先日 平成24年11月20日 (2012.11.20)
(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 エヌ
ヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS
N. V.
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
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhove
n
(74) 代理人 100087789
弁理士 津軽 進
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リアルタイム胎児心臓評価に対する標準面に自動配置

(57) 【要約】

リアルタイム撮像を用いて同時に胎児心臓の標準ビューを取得する超音波システム及び方法が記載される。マトリクスアレイプローブは、四腔ビューのような第1の標準ビューが取得されるまで、操作される。前記第1の標準ビュー画像は、胎児心臓モデルの対応する面にマッチされる。前記心臓モデルのマッチされた面から、他の標準ビューの配向は、前記心臓モデル内の構造の幾何学的関係から既知である。この配向情報は、リアルタイムで同時に全ての標準ビューの面を自動的にスキャンするように前記マトリクスアレイプローブを制御するのに使用される。

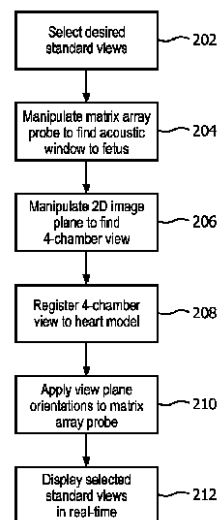


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

目標生体構造の複数の面を撮像する診断超音波システムにおいて、
身体の領域においてリアルタイムで複数の画像面をスキャンするマトリクスアレイプロ
ープと、

前記マトリクスアレイプロープによるスキャンを制御するように結合されたコントロー
ラと、

前記マトリクスアレイプロープに結合され、前記マトリクスアレイプロープによりスキ
ャンされる江綿のリアルタイム超音波画像を生成する画像プロセッサと、

前記画像プロセッサに結合され、リアルタイムで超音波画像を表示するディスプレイと

10

、
目標生体構造の解剖学的モデルを表すデータと、

前記解剖学的モデルを表すデータと超音波画像を位置合わせする画像位置合わせプロセ
ッサと、

前記コントローラに結合され、超音波画像の位置合わせに応答して前記解剖学的モデル
から得られる画像面配向データと、

を有し、

前記マトリクスアレイプロープが、リアルタイムで複数の異なる画像面をスキャンし、
前記画像面の少なくとも1つが、前記画像面配向データにより識別される、

診断超音波システム。

20

【請求項 2】

前記目標生体構造が、胎児心臓を有し、

前記解剖学的モデルが、心臓モデルを有し、

前記画像位置合わせプロセッサが、基準 2 D 胎児心臓画像を前記解剖学的モデルの面に
位置合わせし、

前記画像面配向データが、少なくとも1つの標準ビュー画像面を識別する、

請求項 1 に記載の診断超音波システム。

【請求項 3】

ユーザが複数の標準ビューを選択するユーザ制御を有する、請求項 2 に記載の診断超音
波システム。

30

【請求項 4】

前記基準 2 D 胎児心臓画像が、四腔ビューを有する、請求項 3 に記載の診断超音波シス
テム。

【請求項 5】

前記少なくとも1つの標準ビュー画像面が、L V 流出路、R V 流出路、五腔ビュー、三
血管ビュー、又は気管ビューのものである、請求項 4 に記載の診断超音波システム。

【請求項 6】

前記ディスプレイが、複数の標準ビューのリアルタイム超音波画像を同時に表示し、

前記ディスプレイが、前記胎児心臓に対する少なくとも1つのリアルタイム超音波画像
の面の相対的な配向を示すアイコングラフィックを表示する、

請求項 5 に記載の診断超音波システム。

40

【請求項 7】

リアルタイムで複数の異なる選択された画像面を超音波で撮像する方法において、

目標生体構造の複数の異なる画像面を選択するステップと、

前記目標生体構造に対する音響窓にマトリクスアレイプロープを配置するステップと、

前記目標生体構造の第 1 の面の 2 D 画像を取得するステップと、

前記目標生体構造の解剖学的モデルのデータに前記 2 D 画像を位置合わせするステップ
と、

前記第 1 の面の前記 2 D 画像を位置合わせするのに応答して前記目標生体構造の第 2 の
画像面の配向データを識別するステップと、

50

前記配向データに応答してリアルタイムで前記第 1 の面及び前記第 2 の画像面をスキャンするように前記マトリクスアレイプロブを制御するステップと、

リアルタイムで前記第 1 の面及び前記第 2 の画像面の超音波画像を同時に表示するステップと、
を有する方法。

【請求項 8】

前記目標生体構造が、胎児心臓を有し、
前記解剖学的モデルが、心臓モデルを有し、
前記第 1 の面及び前記第 2 の画像面が、胎児心臓の標準ビューの画像面を有する、
請求項 7 に記載の方法。

10

【請求項 9】

前記面の 1 つ及び前記目標生体構造の相対的な配向を識別するアイコングラフィックを表示するステップを有する、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 10】

前記解剖学的モデルを患者特性に適応させるステップを有する、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 11】

患者特性データを超音波システムに入力するステップと、
前記解剖学的モデルを前記入力された患者特性データに適応させるステップと、
を有する、請求項 10 に記載の方法。

20

【請求項 12】

前記解剖学的モデルを前記入力された患者特性データに適応させるステップが、前記入力された患者特性データに
応答して前記解剖学的モデルのデータを選択するステップを有する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記解剖学的モデルを適応させるステップが、前記 2 D 画像に対する前記解剖学的モデルのデータをゆがませる又は変形させるステップを有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

リアルタイムで目標生体構造の複数の異なる選択された画像面を超音波で撮像する方法において、

30

目標生体構造の複数の異なる画像面を選択するステップと、
前記目標生体構造に対する音響窓にマトリクスアレイプロブを配置するステップと、
前記目標生体構造の体積画像データセットを取得するステップと、
前記体積画像データセットの少なくとも 1 つの面を前記目標生体構造の解剖学的モデルのデータに位置合わせするステップと、

前記体積画像データセットの少なくとも 1 つの面を位置合わせするのに応答して前記複数の選択された画像面をスキャンするように前記マトリクスアレイプロブを制御するステップと、

リアルタイムで前記選択された画像面の超音波画像を同時に表示するステップと、
有する方法。

40

【請求項 15】

前記目標生体構造の他の体積画像データセットを周期的に取得するステップと、
前記他の体積画像データセットに
応答して前記配向データを更新するステップと、
を有する、請求項 14 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に関し、特に、診断的に有用な画像面のリアルタイム撮像により胎児心臓の診断を実行することができる超音波システムに関する。

【背景技術】

50

【0002】

超音波撮像は、母親の子宮内の胎児の発達を評価するように妊娠中に日常的に使用される。胎児心臓超音波スクリーニングは、構造異常（一般的には先天性心臓欠陥又はCHD）の検出を対象としており、胎児心臓の標準的な二次元（2D）画像ビューの分析を含む。典型的な標準ビューは、四腔ビュー並びに左心室（LV）及び右心室（RV）流出路の評価を可能にするビューを含む。要求される他のビューは、五腔ビュー、三血管ビュー、及び気管ビューを含む。実際に、これらのビューは、通常、ほとんどのCHDを明らかにする。医師が各要求されるビューの画像を取得する従来の方法は、所望の解剖学的向きが2D撮像プローブの面内になるまで、腹部と音響接触している間に超音波プローブを操作することである。例えば、医師は、まず、胎児心臓が四腔ビューにおいて見られるまで前記プローブを操作する。医師は、次いで、当該ビューの画像又は1以上の心拍にわたる画像のシーケンスを記憶する。画像記憶は、終了され、医師は、再び前記プローブを操作し、今度は、画像面をLV流出路と合わせようとする。医師が、前記画像面をこのビューと合わせるのに成功した場合、他の画像又は画像のシーケンスが記憶される。プローブ操作及び記憶のプロセスは、必要に応じて、第3の及び他のビューに対して繰り返される。この手順に関して、これらのビューを得て、分析することは、高いスキルを必要とするので、相当な件数の見逃された異常が存在することができ、胎児心エコーは、非常にオペレータに依存する。加えて、胎児は、前記手順の間に動いているかもしれない、胎児が動くたびに医師が彼女自身を胎児心臓に対して再適応することを必要とする。

10

【0003】

三次元（3D）超音波画像取得（特に時空画像相関又はSTICプロトコル）の出現で、現在では、胎児心臓及び隣接した血管の全体的な体積をキャプチャし、患者が解放された後でさえ、標準的なものを含む、心臓のいかなる向きにおける2Dビューの計算された再構成を実行することが、可能である。STICプロシージャは、胎児心臓に対する2D画像面のゆっくりとしたスイープを行うことにより実施され、これは、10秒以上かかりうる。その目的は、胎児心臓サイクルの各相における胎児心臓の各隣接した解剖学的面の画像を取得することである。これは、前記画像面が心臓に対してスイープされるので、多くの心臓サイクルにわたり多数の画像を取得することにより行われる。ユーザ指示画像処理は、次いで、取得された2Dフレームから全体的な胎児心臓の重要な時間的サイクルを抽出するのに使用される。この情報は、次いで、前記フレームを、各々が心臓サイクルの異なる層である一連の体積画像に再アセンブルするのに使用される。標準的な2Dビューは、次いで、多断面再構成（MPR）として知られるプロセスによりユーザにより前記体積から抽出される。医師は、異なる面の向きにおいて前記体積を検索して、各標準ビューを検索しなければならない。一部のビューは、前記画像面のスイープの速度及び一様性に依存して、歪められうる又は解剖学的に不正確でありうる。STIC体積の品質及び一貫性は、検査によって大きく変化することができる。更に、STIC画像は、リアルタイムではなく、多数の異なる心臓サイクルから構築された解剖学的ビューの合成されたレトロスペクティブ再構成である。STICプロシージャの困難性及び制限にかかわらず、3Dワークフローが直観的であり、十分なツール（例えばMPR）が体積画像データを調査するのに提供されることを条件に、3D胎児心臓検査が、誤診率を潜在的に減少し、ワークフロー及びオペレータ依存性（より少ないスキル）を改善することができることは、慣例である。

20

30

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

リアルタイム3D超音波撮像が、胎児心臓のライブ体積画像を取得するのに使用されることができると考えるかもしれない。不幸なことに、現在の体積フレームレートは、ほとんどの場合、胎児心臓撮像に対して実際的なライブ3D撮像を行うのに十分な空間解像度及び時間解像度（体積レート）の両方を提供するのに、十分に高くない。更に、特定の2D画像面のみが、胎児心臓を診断するのに必要とされるので、3D情報のほとんどは、使

50

用されない。必要とされる画だけを取得することができる場合、原理的には、これらは、大幅に高いフレームレート及び大幅に良好な解像度で取得されることができる。したがって、リアルタイムで同時に必要とされる2D標準ビューを提供する超音波データを、良好な空間及び時間解像度で、取得することができるようにする要望が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理によると、リアルタイムで胎児心臓のような目標生体構造の複数の標準ビューの取得を可能にする診断用超音波システム及び方法が、記載される。マトリクスアレイプローブが、胎児心臓を見るように母親の身体上の適切な音響窓と接触して配置される。マトリクスアレイプローブは、連続して迅速に選択可能な配向の異なる画像面をスキャンすることができ、選択された画像面のリアルタイム撮像を可能にする。前記プローブは、まず、四腔ビューのような第1の基準面が取得されるまでリアルタイムで1つの面を撮像しながら操作される。心臓モデルのような目標生体構造のモデルは、次いで、前記四腔ビューの超音波画像を、前記心臓モデル内の対応する四腔ビューとマッチさせるのに使用される。前記モデルの所望の面の相対的な配向から、前記心臓モデルは、取得された基準面に対する他の標準ビューの相対的な配向に関する情報を提供する。この情報は、リアルタイムで1以上の他のビューの画像面を追加的にスキャンするように前記マトリクスアレイプローブを制御するのに使用される。ユーザは、この場合、リアルタイムで同時に基準標準ビュー及び1以上の他の所望のビューを表示することができる。

10

【図面の簡単な説明】

20

【0006】

【図1】本発明の原理によって構築された超音波システムをブロック図形式で示す。

【図2】本発明による胎児画像取得及び表示に対する1つの方法を示す。

【図3】本発明による胎児画像取得及び表示に対する第2の方法を示す。

【図4】本発明による胎児画像取得及び表示に対する第3の方法を示す。

【図5】胎児心臓モデルの対応する面に関連して胎児心臓の3つの標準ビューを示す。

【図6】本発明の原理によって生成される胎児心臓の標準画像面の3つのリアルタイムビューを持つ超音波システム表示を示す。

【発明を実施するための形態】

30

【0007】

まず、図1を参照すると、本発明の原理によって構築された超音波システム10が、ブロック図形式で示される。前記超音波システムは、2つのサブシステム、フロントエンド取得サブシステム10A及び表示サブシステム10Bにより構成される。超音波プローブは、前記取得サブシステムに結合され、二次元マトリクスアレイトランスデューサ70及びマイクロビームフォーマ72を含む。前記マイクロビームフォーマは、アレイトランスデューサ70の素子(「パッチ」)のグループに印加される信号を制御する回路を含み、各グループの素子により受信されたエコー信号の最初の処理を行う。前記プローブにおけるマイクロビーム形成は、有利には、前記プローブと前記超音波システムとの間のケーブルにおける導体の数を減少し、米国特許5997479(Savord他)及び米国特許6436048(Pesque)に記載されている。

40

【0008】

前記プローブは、前記超音波システムの取得サブシステム10Aに結合される。前記取得サブシステムは、下に記載されるように生成されるゲーティング信号に応答し、2D画像面又は3D体積における送信ビームのタイミング、周波数、方向及び焦点について前記プローブに命令する制御信号をマイクロビームフォーマ72に提供するビーム形成コントローラを含む。前記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及びビームフォーマ20の制御により前記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をも制御する。前記プローブにより受信されるエコー信号は、前記取得サブシステム内の前置増幅器及びTGC(タイムゲインコントロール)回路16により増幅され、次いで、A/Dコンバータ18によりデジタル化される。前記デジタル化され

50

たエコー信号は、次いで、ビームフォーマ20により完全にステアリングされ、収束されたビームに形成される。前記エコー信号は、次いで、画像プロセッサ22により処理され、前記画像プロセッサは、デジタルフィルタリング、Bモード検出及びドップラ処理を実行し、高調波分離、スペckル減少及び他の所望の画像信号処理のような他の信号処理を実行することもできる。

【0009】

取得サブシステム10Aにより生成されたエコー信号は、所望の画像フォーマットで表示するために前記エコー信号を処理する表示サブシステム10Bに結合される。前記エコー信号は、画像ラインプロセッサ24により処理され、前記画像ラインプロセッサは、前記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にスライシングし、信号対雑音比向上又はフロー持続のためにライン信号を平均することができる。2D画像に対する画像ラインは、当技術分野において既知であるR-シータ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にスキャン変換される。前記画像は、次いで、画像メモリ28に記憶され、ここから、ディスプレイ38に表示されることができる。メモリ内の前記画像は、また、グラフィックス生成器34により生成される、前記画像とともに表示されるべきグラフィックスと重ねられる。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中にシネメモリ30に記憶されることができる。

10

【0010】

一部の実施例において、胎児心臓サイクルの特定の相において画像を取得することが望ましいかもしれない。胎児心拍生成器54は、この機能を提供する。前記胎児心拍生成器は、国際公開公報WO2011/001309 (Jago他)及びWO2011/158136 (Schauf)に記載されるように胎児心臓サイクルの周期性を合成する。前記胎児心拍生成器は、以下に記載されるように画像取得又は処理をゲーティングするのに使用されることができる胎児心臓の選択された相においてゲーティング信号を生成する。

20

【0011】

本発明の原理によると、前記表示サブシステムは、胎児心臓の心臓モデルデータ32を含む。前記心臓モデルデータは、米国特許公報2008/0304744 (Peters他)及び2011年12月12日出願された米国仮出願61/569450 (Radulescu他)に記載されるように胎児心臓の3D解剖学的メッシュモデルのものである。このようなモデルは、血管及び弁のような内部及び外部構造を含む心臓の構造を表す。前記心臓モデルは、拡張末期のような心臓の単一の相のものであってもよく、又は心臓サイクルの異なる相における心臓の複数のモデルを有してもよい。本発明に対して重要なことに、個別の面は、前記心臓モデルデータから抽出され、実際の胎児超音波2D画像にマッチ又は位置合わせされることができる。この位置合わせは、画像位置合わせプロセッサ36により実行され、前記画像位置合わせプロセッサは、スキャンコンバータ26により生成された胎児心臓の超音波画像を受信し、これらを前記心臓モデルデータの対応する面と位置合わせする。前記心臓モデルの面とのマッチは、画像面配向データ44の生成をトリガし、これは、画像面座標又は配向データを結合し、ビーム形成コントローラ74に対するゲーティング信号とし、前記ビーム形成コントローラは、これに応じて、識別された画像面をスキャンするように前記マトリクスアレイプロブに命令する。画像面配向に対する面座標情報は、前記心臓モデルデータから提供される。心臓モデルデータ32は、ユーザ制御パネル40から選択される選択された画像面42に対してアクセスされる。ECGトリガ信号生成器54は、画像位置合わせプロセッサ36に結合される。

30

40

【0012】

胎児心臓検査に対する標準画像を取得するのに図1の超音波システムを使用する1つの方法は、図2に示される。ステップ202において、前記ユーザは、この特定の胎児心臓検査に対して望ましい標準ビューを選択する。上述のように、典型的な標準ビューは、四腔ビュー、LV流出路、RV流出路、五腔ビュー、三血管ビュー、及び気管ビューを含む。前記ユーザは、システムディスプレイ上のプルダウンリストとしてアクセスされる標準

50

ビューのリストからこれらの標準ビューを選択してもよい。前記ユーザは、制御パネル 40 の制御で所望のビューを選択し、前記選択されたビューの画像面は、心臓モデルデータ 32 の面からビューを選択するのに使用される 42 に記憶される。ステップ 204 において、前記ユーザは、患者の腹部に対して前記マトリクスアレイプローブアパチャを押し付け、前記ユーザが胎児心臓を撮像することができる、適切な音響窓が見つかるまで、前記プローブを操作する。ステップ 206 において、前記ユーザは、前記画像面が胎児心臓と交差し、心臓の第 1 の選択されたビューが得られるまで、この時点で単一の 2D 画像面のみをスキャンしている前記マトリクスアレイプローブを操作する。典型的には、この第 1 の標準ビューは、画像位置合わせプロセッサ 36 に結合され、前記画像位置合わせプロセッサは、ステップ 208 において、前記超音波画像を前記心臓モデルの面と位置合わせする。心臓モデルに対する超音波画像の位置合わせは、上記の Peters 他の文献及び Radulescu 他の出願に記載されており、図 5 の位置 a) に視覚的に示されている。位置 a) の左側は、胎児心臓の四腔超音波画像 502 であり、位置 a) の右側は、3D 胎児心臓モデルの四腔面 504 である。心臓モデル面 504 は、超音波画像 502 内の 122 における場所に対応して、下部における下行大動脈の断面 122' を持つように配向される。前記超音波画像内の心室は、ラベル付けされており (RA、LA、RV、LV)、心臓モデル面 504 のこれらとの対応は、容易に見える。したがって、前記画像位置合わせプロセッサは、前記心臓モデルデータを通る異なる面に対する前記超音波画像の画素のブロックマッチングのようなツールを使用して、四腔ビュー 502 の生体構造に最も密接にマッチする前記心臓モデルの面を識別する。心臓モデル面 504 内の及び他の図示された心臓モデル面内の矢印は、超音波画像内の最も容易に見つかり、マッチされることができる前記心臓モデル面内の解剖学的ランドマークを示し、位置合わせプロセスを加速する。図 5 は、心臓モデルに対する他の標準ビューのマッチングをも示す。位置 b) は、胎児心臓モデルの LV 流出路面 508 と対応する LV 流出路の画像 506 を示し、位置 c) は、前記心臓モデルの管弓 (ductal arch) 面 512 と対応する管弓ビューの画像 510 を示す。管弓画像 510 は、前記心臓モデルの面 512 に関して反転されているように見られる。これは、米国特許 6669641 (Poland 他) に記載されるように前記超音波画像を反転することにより、又は上で参照された Peters 他の文献及び Radulescu 他の出願に記載されるように位置合わせプロセス中に前記心臓モデルデータを反転することにより、解決されることができる。一度、第 1 の標準ビュー超音波画像の生体構造に最良にマッチする心臓モデル面が見つけられると、他の選択される標準ビューの配向は、前記心臓モデルを使用して容易に識別されることができる。第 1 の標準ビュー面が、前記心臓モデルにおいて識別された場合、他の標準ビュー面の相対的な配向は、胎児心臓内の構造の通常の幾何学的関係に関する先験的統計情報に基づいて、前記心臓モデルから既知である。例えば、前記心臓モデルの特定の面が、前記四腔ビューとして識別される場合、次の標準ビューは、例えば、前記モデル内の四腔ビュー面に対して 35° 回転され、15° 傾けられる面内であり得る。この回転され、傾けられた面の座標は、画像面配向データ 44 に結合され、第 1 の標準ビュー面に対するこの特定の配向において第 2 の画像面をスキャンするように前記マトリクスアレイプローブを制御するのに使用される。同様に、他の選択された標準面の面座標は、前記心臓モデルデータにおいて見つけられ、前記画像面配向データに結合され、ステップ 210 に示されるように、全ての選択された標準ビュー面において追加の画像面のスキャンをゲーティングするのに使用される。

【0013】

ステップ 212 において、前記選択された標準ビューは、超音波ディスプレイ 38 上にリアルタイムで表示される。図 6 は、リアルタイムで 3 つのこのような標準ビューを表示している超音波システムの表示画面を示す。画面の左上の象限において、ライブ四腔ビュー 602 が示され、右上の象限において、ライブ管弓ビュー 610 が示され、左下の象限において、LV 流出路ビュー 606 が示される。3 つのビューは、MPR フレームが識別及び抽出されなければならない全体的な 3D 体積ではなく、3 つの画像面のみが、交互に連続してスキャンされる必要があるため、リアルタイムで同時に表示されることができる

10

20

30

40

50

。四腔ビュー602が、開始標準ビューとして使用される場合、他の標準ビューは、一般に、トランスデューサパチャに交差する面内であり、前記標準ビューの全てがBモード画像として撮像されることを可能にする。これは、Cモード画像が、仮想的に完全な体積と同じスキャン時間を必要とし、少数の面のみをスキャンする高いフレームレートの利点が失われるので、最も望ましい。図6の実施は、どのように前記画像の面614が心臓に交差するかを前記ユーザに示す包括的な胎児心臓614のアイコングラフィック610を含む。胎児心臓グラフィック612の外形は、胎児心臓モデル32により提供されることができる。図6の各画像は、ボックスにより外形を描かれる。前記ユーザが画像上でクリックする場合、そのボックスが強調表示され、面グラフィック614が、心臓に関する当該画像の配向を示していることを示す。代わりに、各ボックスは、異なる色により外形を描かれることができ、複数の似た色の面グラフィック614は、同時に前記グラフィックにおいて表示されることができる。他の表示オプションは、三次元で前記3つの面をレンダリングし、前記ユーザに対する3つ全てのリアルタイム画像の相対的な配向を描くことである。リアルタイム画像は、前記ユーザにより再配置され、前記標準ビュー面に直交する画像面を見るように画像調節制御12を使用してクリックされることができる調節可能カーソル13、14及び15(図5参照)と重ねられることもできる。一般に前記画像とともに表示される他のグラフィックは、胎児心拍生成器54により生成される胎児心拍であり、これは、多くの診断において重要な係数である。

【0014】

原理的に、本発明の実施における前記マトリクスアレイプローブの動作及び制御は、パイプラインモードにおいて動作される場合にマトリクスアレイプローブの機能の要素を使用することができる。米国特許6669641(Poland他)、6709394(Frisa他)及び6755786(Frisa他)は、超音波パイプライン撮像を記載している。パイプライン撮像において、二次元マトリクスアレイトランスデューサプローブは、迅速に交互に連続して2つの異なる2D画像面をスキャンし、これにより両方の面のライブリアルタイム画像を生成する。前記画像面の一方は、基準画像面と称される。この画像面は、一般に、前記マトリクスアレイトランスデューサの面に垂直に配向され、前記プローブから出て、中心直交軸の周囲を前記アレイまで伸びる。基準画像配向は、通常、静止するように維持され、第2の画像面は、この基準面に関して前記ユーザにより移動可能である。前記'394特許は、前記第2の画像面が前記基準面に対して傾けられる又は回転されることができるパイプライン撮像を記載している。Andover, MAのPhilips Healthcareから入手可能である商業的実施例において、傾けられた画像面は、前記基準面の中心軸と整列する中心軸を持つ名目上の配向を持つ。傾き面は、前記基準面の中心軸に関して異なる角度に配向されるが、常に前記基準面内に配置される中心軸を持つように移動される(傾けられる)ことができる。回転パイプライン実施は、再び、開始時に前記基準画像の中心軸と整列した第2の(回転)画像面の中心軸を持ち、第2画像配向は、前記基準画像の面に直交する。この開始位置から、回転面は、直交とは異なる前記基準画像に対する角度で中心軸について回転されることができる。前記'786特許は、エレベーションチルトパイプライン撮像として知られているものを記載している。エレベーションチルト撮像において、第2の画像は、前記基準画像と一直線上に開始位置を持つ。前記第2の画像は、この場合、エレベーション次元において前記基準画像面から離され、関心領域において前記基準画像面に交差しない異なる面に移動されることができる。これら2つの面は、したがって、完全に平行又は角度的に(angularly)平行であることができ、後者は、前記第2の面が前記基準面と共通の先端場所を持つか、又は前記画像の頂上(最も浅い深度)の上で前記基準面に交差する状況である。パイプライン画像は、臨床医が目標生体構造を見るように前記基準面を配置し、次いで、前記目標生体構造の他の面画像を観察するように前記第2の面を移動することを可能にする。前述の特許に示されるように、前記2つのパイプライン画像は、前記臨床医が、前記第2の面を移動しながら前記基準画像を常に見ることができるように、同時に並べて表示される。パイプライン撮像は、前記臨床医が、スキャンされている三次元体積内の画像場所のナビゲーション方向を常に維持しながら、同時に2つ

10

20

30

40

50

の画像面をスキャン及び観察することを可能にする。前記臨床医が、両方の画像面内の関心のある生体構造を位置特定する場合、単一の画像又はループ（ライブ画像のシーケンス）は、キャプチャ又は保存され、最終診断を行う場合に表示又は再生されることができる。本発明の実施は、2つの標準ビューのみが必要とされる場合に2つの（パイプライン）画像を使用することができ、3以上の標準ビューが必要とされる場合には他の面を撮像するように拡張される。パイプライン撮像の中心基準画像面は、前記四腔ビューのような開始標準ビューを取得するのに使用されることができる。前記四腔ビューが、前記基準画像内に見られる場合、画像位置合わせプロセッサ36は、前記画像を前記心臓モデルの最も近い四腔面にマッチさせ、前記心臓モデルは、前記心臓モデル内の位置から他の所望の標準ビューの相対的な配向を提供する。これらの面配向は、ビーム形成コントローラ74に結合され、前記ビーム形成コントローラは、次いで、自動的にリアルタイムでこれらの他のビューの画像をスキャン及び表示し始める。胎児が検査中に鶏g九場合、前記ユーザは、前記基準画像面内の前記四腔ビューを再取得するように前記プローブを再配置しなくてはならないだけであり、前記画像位置合わせプロセッサは、再び、前記画像を前記心臓モデルの四腔面にマッチさせ、前記他の標準ビューの配向は、前記心臓モデルにおいて識別され、前記ビーム形成コントローラに結合され、前記標準ビューの全てのライブ撮像が再開する。

10

【0015】

本発明の実施は、固定の心臓モデル又は適応可能であるものとともに動作することができる。例えば、前記心臓モデルは、心臓サイクルの拡張末期相における心臓を表すものでありうる。前記画像位置合わせプロセスは、この場合、胎児の鼓動の当該相においてキャプチャされた画像とともに行われる。これは、胎児心拍生成器54を使用することにより行われることができ、前記胎児心拍生成器は、胎児心臓サイクルの選択された相において画像をゲーティングすることができ、これは、前記位置合わせプロセッサが、拡張末期画像が取得された瞬間にマッチを実行することを可能にする。

20

【0016】

図3は、前記心臓モデルが特定の胎児に適応される本発明の方法を示す。セットアップステップ302において、前記ユーザは、望ましい前記標準ビューを選択するのみならず、胎児年齢、胎児心臓の形状及び発達、既知の又は疑われる心臓異常若しくは欠陥、又は検査されるべき胎児の心臓をより具体的に記述する他の情報のような胎児特性をも入力する。この情報は、次いで、ステップ308において、前記心臓モデルを特定の胎児に適応させるのに使用される。1つの適応技術は、異なる胎児年齢に対する異なる胎児心臓モデルのライブラリを持つことである。胎児年齢データの inputs は、検査される胎児の年齢に最も近くマッチする心臓モデルの選択を可能にし、画像位置合わせをより容易にし、より信頼できるようにする。他の適応技術は、上で参照されたPeters他の文献及びRadulescu他の出願に記載されるように、取得された胎児心臓画像内のフィーチャのサイズ及び形状に前記心臓モデルを変形する又はゆがませることである。国際公開公報W02007/034425（Ecabert他）も参照。所定の心臓モデルは、仮想的にいかなる胎児心臓画像にも、及び心臓サイクルの異なる相に適応されることができる。開始標準ビュー画像は、ステップ310において前記適応された心臓モデルデータに位置合わせされ、他の標準ビュー画像の識別、スキャン及び表示は、前述同様にステップ210及び212において始める。

30

40

【0017】

図4は、本発明の更に高度に自動化された実施を示す。この方法において、前記ユーザは、2Dではなく、3D取得モードで撮像を開始する。ステップ404において、前記ユーザは、3Dで全体的な胎児心臓を撮像する適切な3D音響窓を見つけ、ステップ406において、前記胎児心臓の体積画像が取得される。前記位置合わせプロセッサは、次いで、MPR再構成のように、前記体積画像の少なくとも1つの面を、例えば、心臓モデル32の対応する面とマッチさせる。前記標準ビュー面は、次いで、体積超音波画像の全ての標準ビュー面を前記心臓モデルの対応する面にマッチさせる、又は1つの超音波画像心

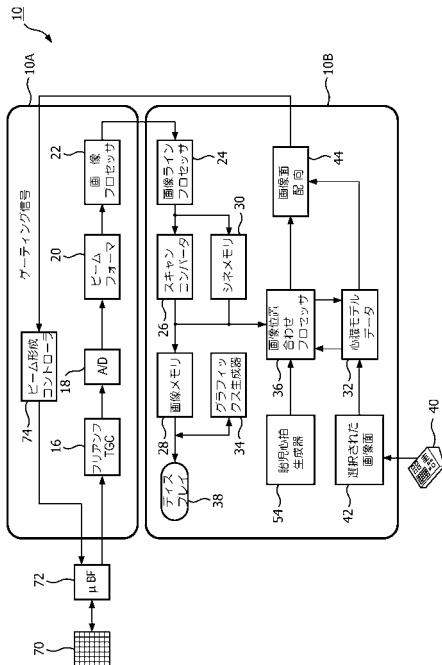
50

臓モデル面マッチに対する前記心臓モデルの標準ビュー面の相対的な配向の何れかにより、前記心臓モデルにおいて識別される。前記標準ビュー面の配向は、前記マトリクスアレイプローブに供給され（ステップ210）、前記マトリクスアレイプローブは、前記選択された標準ビュー2D面をスキャン及び表示し始める（ステップ212）。この実施とともに、前記ユーザは、最初の標準ビューさえ見つける必要がない。前記胎児心臓の体積画像データをキャプチャすることのみが必要であり、前記超音波システムは、所望の標準ビュー面を識別及び抽出し、他のユーザ入力なしで撮像を開始する。図4の方法は、図3の説明で論じられたように前記心臓モデルの適応を組み込むこともできる。

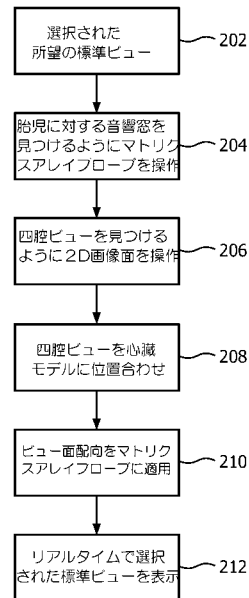
【0018】

図4の方法における前記プローブ又は胎児の移動を説明するために、前記マトリクスアレイプローブは、ステップ414において、他の体積画像データセットを周期的に取得する。新しい体積画像データは、使用され、再び、前記標準ビュー面の配向を再識別するようにステップ406を開始し、所望の標準ビュー面を撮像するように前記マトリクスアレイプローブの制御を更新する。完全な体積画像データセットが、必要であれば持続的に取得されることができるよう、前記ユーザが前記プローブを配置することのみが必要である。したがって、前記システムは、ユーザインタラクションなしでリアルタイムで所望の標準ビューを追跡及び表示し続けることができ、胎児の診断を行う能力を単純化及び加速する。

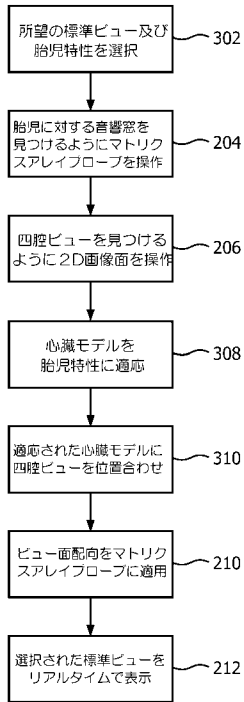
【図1】



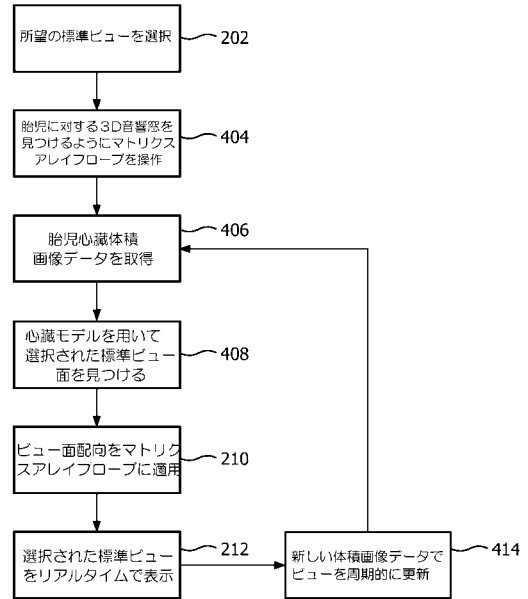
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 a 】

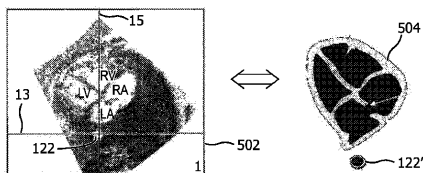


FIG. 5a

【 図 5 b 】

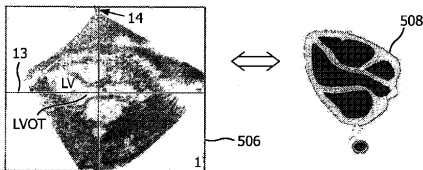


FIG. 5b

【 図 5 c 】

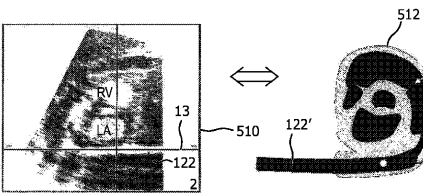


FIG. 5c

【 図 6 】

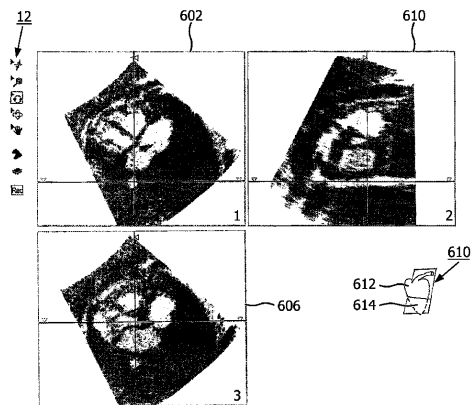


FIG. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2013/060105

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CHRISTOPH BERGMEIR ET AL: "<title>Operator guidance in 2D echocardiography via 3D model to image registration</title>", PROCEEDINGS OF SPIE, vol. 7265, 26 February 2009 (2009-02-26), pages 726518-726518-6, XP055097658, ISSN: 0277-786X, DOI: 10.1117/12.812031 the whole document -----	1-15
A	XIAO GUANG LU ET AL: "AutoMPR: Automatic detection of standard planes in 3D echocardiography", BIOMEDICAL IMAGING: FROM NANO TO MACRO, 2008. ISBI 2008. 5TH IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 14 May 2008 (2008-05-14), pages 1279-1282, XP031271281, ISBN: 978-1-4244-2002-5 the whole document -----	1-15
A	BAHBIBI RAHMATULLAH ET AL: "Automated Selection of Standardized Planes from Ultrasound Volume", 18 September 2011 (2011-09-18), MACHINE LEARNING IN MEDICAL IMAGING, SPRINGER BERLIN HEIDELBERG, BERLIN, HEIDELBERG, PAGE(S) 35 - 42, XP019166526, ISBN: 978-3-642-24318-9 the whole document -----	1-15
A	US 2004/254439 A1 (FOWKES KENNETH M [US] ET AL) 16 December 2004 (2004-12-16) paragraph [0007] -----	1-15
A	T. BERLAGE ET AL: "Supporting ultrasound diagnosis using an animated 3D model of the heart", PROCEEDINGS OF THE THIRD IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON MULTIMEDIA COMPUTING AND SYSTEMS, 1 January 1996 (1996-01-01), pages 34-39, XP055097666, DOI: 10.1109/MMCS.1996.534952 ISBN: 978-0-81-867436-5 the whole document -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2013/060105

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004254439	A1	NONE	16-12-2004

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, 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, LT, 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

(72)発明者 ヤフォ ヤメス ロベルトソン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ドウ アラスデール

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 コレット ピロン アントワーヌ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 プムフレイ リサ ケイ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD15 GB06 JC20 JC33 KK09 KK21 KK23

专利名称(译)	自动放置在标准表面上，用于实时胎儿心脏评估		
公开(公告)号	JP2015534872A	公开(公告)日	2015-12-07
申请号	JP2015542393	申请日	2013-11-13
[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NV哥德堡		
[标]发明人	ヤフォヤメスロベルトソン ドウアラスデール コレットピロンアントワーヌ プムフレイリサケイ		
发明人	ヤフォ ヤメス ロベルトソン ドウ アラスデール コレット ピロン アントワーヌ プムフレイ リサ ケイ		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/GB06 4C601/JC20 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK21 4C601/KK23		
优先权	61/728566 2012-11-20 US		
其他公开文献	JP6180539B2 JP2015534872A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了超声系统和方法，其使用实时成像同时获取胎儿心脏的标准视图。操作矩阵阵列探针直到获得诸如四腔视图的第一标准视图。第一标准视图图像与胎儿心脏模型的对应面匹配。从心脏模型的匹配面，从心脏模型中的结构的几何关系可知其他标准视图的方向。该方向信息用于控制矩阵阵列探测器以实时同时自动扫描所有标准视图的面。

(21) 出願番号	特願2015-542393 (P2015-542393)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年11月13日 (2013.11.13)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成27年5月18日 (2015.5.18)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/182013/060105		KONINKLIJKE PHILIPS
(87) 国際公開番号	W02014/080319		N. V.
(87) 国際公開日	平成26年5月30日 (2014.5.30)		オランダ国 5656 アーエー アイ
(31) 優先権主張番号	61/728,566		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(32) 優先日	平成24年11月20日 (2012.11.20)		High Tech Campus 5,
(33) 優先権主張国	米国 (US)		NL-5656 AE Eindhove
		(74) 代理人	100087789
			弁理士 澤野 進
		(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙