

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5889886号
(P5889886)

(45) 発行日 平成28年3月22日 (2016. 3. 22)

(24) 登録日 平成28年2月26日 (2016. 2. 26)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/02 (2006. 01)	A 6 1 B 8/02 Z DM
A 6 1 B 8/08 (2006. 01)	A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2013-514807 (P2013-514807)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年4月27日 (2011. 4. 27)		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2013-528458 (P2013-528458A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年7月11日 (2013. 7. 11)		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/IB2011/051853		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02011/158136		
(87) 国際公開日	平成23年12月22日 (2011. 12. 22)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成26年4月24日 (2014. 4. 24)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	61/355, 885	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成22年6月17日 (2010. 6. 17)		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】 3D超音波胎児イメージングのための自動心拍数検出

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

3次元胎児心臓画像の同期収集のための超音波画像診断システムであって、
3次元胎児イメージングに適した2次元アレイトランスデューサを含む超音波プローブと、

表示のために前記プローブからの画像信号を処理する画像プロセッサと、
前記画像プロセッサに結合した画像ディスプレイと、
複数のユーザ操作可能なコントロールを持つユーザコントロールと、
超音波画像において関心領域を識別するユーザコントロールに反応するグラフィックス
生成器と、

胎児心拍数を検出するために、前記関心領域によって識別される超音波データの処理を
開始するユーザコントロールと、

検出された胎児心拍数が安定していることを示す、前記超音波データの処理に反応する
インジケータと、

検出された胎児心拍数が安定していることを前記インジケータが示すとき、前記検出さ
れた安定な胎児心拍数に同期して同期3次元胎児心臓画像を収集するためにユーザによっ
て駆動される収集コントロールと、
を有する超音波画像診断システム。

【請求項 2】

前記関心領域によって識別される超音波データの処理を開始する前記ユーザコントロー

ルがさらに、前記関心領域から受信されるエコー信号に反応して、胎児心拍を表す胎児心拍信号を生成する心臓サイクル合成器を駆動する、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 3】

前記心臓サイクル合成器が、前記関心領域から受信されるエコー信号に反応して動き推定器によって生成される動きの推定値を入力する、請求項 2 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 4】

前記心臓サイクル合成器が、前記関心領域から受信されるエコー信号に反応して生成される周波数の推定値を入力する、請求項 2 に記載の超音波画像診断システム。

10

【請求項 5】

検出された胎児心拍数が安定すると前記インジケータが視覚若しくは音響表示を生成する、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 6】

前記インジケータが超音波画像の表示と併せて視覚表示を生成する、請求項 5 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 7】

前記視覚表示がユーザコントロールと併せて生成される、請求項 6 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 8】

20

前記収集コントロールがさらに、検出された安定な前記胎児心拍数と同期して複数の心臓サイクルにわたって同期 3 次元胎児心臓画像を収集する、請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 9】

ユーザが胎児心拍数を手動で設定することを可能にする手動モードに切り替えるためのユーザコントロールをさらに有する請求項 1 に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 10】

胎児心拍信号によって同期される 3 次元胎児心臓画像を収集するための方法であって、胎児心臓の超音波画像を収集するステップと、

前記画像において前記胎児心臓を描く超音波画像における関心領域を画定するステップと、

30

前記関心領域から返されるエコー信号を用いて胎児心拍数を自動的に検出するステップと、

前記検出された胎児心拍数が安定しているという表示を生成するステップと、

前記検出された胎児心拍数が安定しているという表示に続いて、検出された安定な前記胎児心拍数と同期して同期 3 次元胎児心臓画像を収集するステップと、
を有する方法。

【請求項 11】

表示を生成するステップが安定な胎児心拍数が検出されたという音響若しくは視覚表示を生成するステップをさらに有する、請求項 10 に記載の方法。

40

【請求項 12】

エコー信号を用いて前記胎児心拍数を自動的に検出するステップが、動き推定若しくは周波数推定のうちの 1 つによって前記胎児心拍数を検出するステップをさらに有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

収集するステップが前記胎児心臓のバイプレーン画像を収集するステップをさらに有し、

関心領域を画定するステップが各バイプレーン画像において関心領域を画定するステップをさらに有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

50

同期 3 次元胎児心臓画像を収集するステップが複数の胎児心臓サイクルにわたって同期 3 次元胎児心臓画像を収集するステップをさらに有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 15】

前記関心領域から受信される超音波エコー信号から生成される M モード画像と一緒に、超音波画像をその中に画定される関心領域とともに表示するステップをさらに有する、請求項 10 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療診断システムに関し、特に 3 次元 (3D) イメージングによって胎児心臓を診断するための超音波画像診断システムに関する。 10

【背景技術】

【0002】

超音波は母親若しくは胎児のいずれも電離放射線にさらすことなく非侵襲的イメージングを実行するため、胎児イメージングによく適している。多くの胎児検査の目的は胎児が正常に発育しているかどうか決定するために胎児の生体構造の発育を評価することである。超音波画像品質が数年の間に改良されたため、生体構造のより多くの領域が発育評価のためにさらに詳細に視覚化されることができる。その結果胎児超音波検査は検査される生体構造に対する要件の増加とともにより精密になっている。非常に精査される生体構造の 1 つの領域は発育中の胎児心臓である。近年心臓の流出路は大きな注目の的になっている。しかしながら胎児心臓の心臓流出路は撮像が難しい可能性がある。この理由の 1 つはこの胎児生体構造の小さなサイズである。別の理由は単に生体構造を観察するだけでなく、全胎児心臓サイクルにわたる流出路を通る流量特性の動力学も観察することが望ましいということである。さらなる理由は胎児が成長するにつれて流出路がかなり発達し、その結果胎児年齢に依存して様々な外観と複雑性を持ち得るということである。従って流出路は超音波ディスプレイ上で識別するのが難しい可能性があり、適切な診断のために正確な方向の画像フレームを収集することはさらにいっそう難しい可能性がある。 20

【0003】

こうした要求の一部は胎児心臓を撮像する 3D 超音波の近年の使用によって軽減されている。3D イメージングにより、全胎児心臓が撮像されることができ、3D 画像データのシーケンスが後の再生及び診断のために収集されることができる。全胎児心臓のデータがデータセットにおいて収集されると、画像データは心臓の流出路の位置を決めるために収集後診断中に検査されることができる。所望の方向の画像面が検査されることができるよう、異なる様々な 2D 画像面が多断面再構成 (MPR) において 3D データから抽出されることができる。従って 3 次元イメージングは 2D 胎児イメージングで問題になる静止イメージングの課題の多くに対処する。近年、胎児血流の時間的力学を分析する問題は "時空間画像相関" いわゆる STIC と呼ばれる技術によって対処されている。STIC により、超音波で胎児心臓を通るスweep がなされ、心臓サイクルのシーケンスにわたって多くの画像フレームが収集される。2D 超音波プローブで手動走査によってなされるとき、この画像収集は 10 秒以上かかる可能性がある。同じ収集が胎児心臓領域を通る画像面を機械的にスweepする機械的 3D プローブで実行されることができるが、3D 機械的プローブは仰角焦点 (elevation focus) が悪いことが多くこれは仰角寸法において MPR 画像を構成するときの誤差につながる。収集が完了し画像フレームが保存された後、必要であれば MPR 再構成によって作られた所望の生体構造の画像フレームが胎児心臓サイクルにおけるそれらの位相シーケンスに従って画像ループに再組立される。このタスクはこの再組立のために利用可能な胎児心臓の ECG 信号がないという事実によって困難になっている。胎児 ECG は、ECG 電極を胎児に取り付けることができず、胎児電気インパルスが母親自身の ECG 信号に負けてしまうため、イメージング中に収集することができない。その結果、胎児心臓画像から胎児心臓サイクルの合成タイミング信号を抽出する必要がある。これは米国特許 7,261,695 (Brekke ら) に記載の通 30 40 50

り心臓若しくはその付近の胎児組織運動に基づいてイベントトリガを決定することによってなされる。そして合成心臓サイクルトリガ信号は複数心臓サイクルからの画像をフレームが心拍位相順序になっている心臓サイクルの1つのループに並べ替えるために使用される。

【0004】

しかしながらSTIC法は困難を伴う。1つは再組立アルゴリズムのロバスト性である。典型的な収集は手動で並べ替えるにはあまりにも多過ぎる画像を作り出すため、アルゴリズムはフレームの並べ替えを自動的に行うように開発されている。これらのアルゴリズムは画像データ品質に依存し、これは適切とはいえない可能性がある。最適データセットを収集するプローブの推奨操作を用いることによってこの状況を改善する取り組みがなされてきたが、これは技術依存性でありその解剖学的統計の使用はこれを個々の患者依存性にする可能性がある。しかしより大きな問題は胎児が頻繁に動き、データ収集に必要な全部で10秒以上の間静止していないかもしれないことである。胎児が動くとプローブに対する所望の画像データの方向が変化し、視野から完全に離れてしまうかもしれず、収集データセットから所望の生体構造が欠落することになる。また、収集中の胎児運動は得られる合成胎児心臓サイクルの精度を制限し、再構成3Dデータにアーチファクトを導入する。

【0005】

こうした問題に対処するSTICの代替案がJagoらによる2009年6月30日出願の"THREE DIMENSIONAL FETAL HEART IMAGING BY NON-ECG PHYSIOLOGICAL GATED ACQUISITION"と題する米国特許出願No. 61/221, 885に記載されている。その出願において、生理学的に得られたゲート信号によって胎児心臓サイクルに同期された(gated)3D胎児心臓データセットを収集する超音波診断システムが記載されている。胎児心臓は1D、2D若しくは3Dイメージングのいずれかによって撮像され、適切な動きを示している標的からエコー信号が収集される。胎児心臓イメージングの場合、標的は例えば胎児の心筋か若しくは胎児頸動脈内の血液の動きであり得る。胎児心臓サイクルに同期されるゲート信号を生じるように運動信号が処理され、これは3D画像データ収集を同期させるために使用される。そしてこの生理学的に得られたゲート信号を用いて胎児心拍の位相に時間的に関連して3次元データセットが収集される。3Dにおける収集の同期はマイクロビームフォーマを組み込む2次元マトリクストランスデューサで達成するのがずっと簡単である、なぜならこの場合撮像面がいかなるシーケンス若しくは方向においても電子的に生成されることができるとのである。こうしたマトリクストランスデューサを用いて心臓サイクルのループが一般的に1秒未満で収集されることができ、複数ループがたった数秒以内に収集されることができ、収集画像データは既に胎児心臓サイクルと同相であるため、画像データを並べ替える必要がなく、収集はたった数秒しかかからないので、胎児運動はそれほど問題ではない。この方法の他の利点の1つは、STICと比較して、ユーザがデータ収集を完了する前にモーションアーチファクトが存在するかどうか決定することができるように、収集の品質を示す再構成画像をユーザが提示されることができ、胎児が短い収集間隔中に動く場合、プローブは再配置されることができ、別の3Dデータ収集が実行される。うまく収集された3Dデータはその後収集後診断中に入念に分析されることができ、

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

かかるシステムを使いやすくする臨床医用のワークフローを提供することが望ましい。特にシステムワークフローにとって、生理学的に得られるゲート信号を容易にかつ確実に収集し、安定なゲート信号が生成されているときがわかり、臨床医がゲート信号で胎児心臓の所望のループを迅速に収集することを可能にすることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の原理によれば、超音波診断は合成的に得られる心臓ゲート信号で3D胎児心臓画像のループの収集を容易にするワークフローとコントロールを持つ。心拍数は別のイメージングモードへ出る必要なく3Dイメージング中に得られる。ワークフローは臨床医が胎児心臓周辺の3D関心領域(ROI)を設定し、その後自動的に胎児心拍数を収集することを可能にする。臨床医が"triggered"コントロールを押すと、システムは胎児心拍数を収集し始め、適切な心拍信号が収集されているとき、臨床医にフィードバックを与える。そして臨床医は"start"コントロールを押してトリガ3D収集を開始する。1~2秒以内にトリガ3D画像収集が完了し、画像ループが収集後分析できる状態になる。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の原理に従って構成される超音波画像診断システムをブロック図形式で図示する。

【図2】本発明の3D胎児心臓イメージングシステムが組み込まれている典型的な超音波システムを図示する。

【図3】胎児心臓イメージングのためのトリガ信号を収集し、そして3D画像収集のためにトリガ信号を使用するための本発明のワークフローのフローチャートである。

【図4】胎児心臓のROIを設定するための本発明にかかる制御パネルを図示する。

【図5】本発明の胎児心臓収集ワークフローを実行する際の使用に適した3Dディスプレイを図示する。

20

【図6a】手動で若しくは自動的にトリガ信号を随意に収集するための制御パネルを図示する。

【図6b】手動で若しくは自動的にトリガ信号を随意に収集するための制御パネルを図示する。

【図7】胎児心臓トリガ信号を自動的に収集するための1つの技術を図示する。

【図8】合成的に得られる胎児心拍信号へのユーザの確信を裏づけ提供するMモード画像を付加的に表示する3Dディスプレイを図示する。

【発明を実施するための形態】

【0009】

30

最初に図1を参照すると、本発明の原理に従って構成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収集サブシステム10Aと表示サブシステム10Bの2つのサブシステムによって構成される。超音波プローブは収集サブシステムに結合し、これは2次元マトリクスアレイトランスデューサ70とマイクロビームフォーマ72を含む。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って受信されるエコー信号の何らかの処理を行う。プローブにおけるマイクロビーム形成はプローブと超音波システムの間のケーブルにおける導体の数を有利に減らし、米国特許5,997,479(Savordら)及び米国特許6,436,048(Pesque)に記載されている。

40

【0010】

プローブは超音波システムの収集サブシステム10Aに結合する。収集サブシステムはビームフォームコントローラ74を含み、これはユーザコントロール36に反応し、透過ビームのタイミング、周波数、方向及びフォーカシングについてプローブに指示する制御信号をマイクロビームフォーマ72へ提供する。ビームフォームコントローラはそのアナログ-デジタル(A/D)変換器18及びビームフォーマ20の制御によって収集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。プローブによって受信されるエコー信号は収集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によって増幅され、そしてA/D変換器18によってデジタル化される。そしてデジタル化エコー信号はビームフォーマ20によって完全にステアリングされフォーカ

50

スされたビームに形成される。そしてエコー信号は画像プロセッサ 22 によって処理され、これはデジタルフィルタリング、Bモード及びMモード検出、及びドップラ処理を実行し、また高調波分離、スペックル低減、及び他の所望の画像信号処理などの他の信号処理も実行することができる。

【0011】

収集サブシステム 10A によって生成されるエコー信号は表示サブシステム 10B に結合し、これは所望の画像形式で表示するために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 によって処理され、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にスプライシングし、ライン信号を信号対雑音改善若しくはフロー持続性について平均化することができる。2D画像用の画像ラインは当該技術分野で既知の通り R - シータ変換を実行する走査変換器 26 によって所望の画像形式に走査変換される。そして画像は画像メモリ 28 に保存され、ここからディスプレイ 38 に表示されることができる。メモリ内の画像はまた、ユーザコントロール 36 に反応するグラフィックス生成器 34 によって生成される、画像と一緒に表示されるグラフィックスと重ね合わされる。個々の画像若しくは画像シーケンスは画像ループ若しくはシーケンスのキャプチャ中にシネメモリ 30 に保存されることができる。

【0012】

リアルタイムボリュメトリックイメージングのために、表示サブシステム 10B は 3D 画像レンダリングプロセッサ 32 も含み、これはリアルタイム 3 次元画像のレンダリングのために画像ラインプロセッサ 24 から画像ラインを受信する。3D画像はディスプレイ 38 上にライブ（リアルタイム）3D画像として表示されるか、又は後のレビュー及び診断のために 3D データセットの保存用の画像メモリ 28 に結合することができる。

【0013】

本発明の原理によれば胎児心拍合成器は胎児心臓画像の同期 3D 収集のために心拍トリガ信号を生成する。図 1 の実施例において、胎児心拍合成器は動き推定器 40 を有し、これは撮像された生体構造の指定位置、ROI から時間的に離散的なエコー信号を受信し、エコーを処理して指定位置における動きをあらわす信号を生じる。そこから時間的に離散的なエコー信号が収集される生体構造内の位置は、画像の中心などのデフォルト画像位置であり得るか、又はユーザコントロール 36 のコントロールの操作によってユーザによって指定される位置であり得る。例えば、ユーザはジョイスティック、トラックボール、若しくはユーザコントロールの他のコントロールを操作して胎児の頸動脈におけるサンプルボリュームの位置を決めることができる。そして動いている胎児組織若しくは血液のサンプルから動き推定が実行されることができる。この処理の一部はサンプルボリューム位置からのエコー信号のドップラ処理など、画像プロセッサによって実行され得る。そして画像プロセッサによって生成されるフロー若しくは組織の運動速度推定値は例えば動き推定器へ直接転送されることができる。サンプルボリュームが胎児心筋などの組織上に置かれる場合、胎児心臓からのエコー信号は動き識別のために組織ドップラ処理によって処理されることができる。動きを検出する別の方法は画像内の所与の組織位置におけるスペックルの動きを追跡することによる。動きを検出するさらに別の方法は米国特許 6, 299, 579 (Peterson ら) に記載の通り MSAD ブロックマッチングによって連続画像にわたって組織位置における変化を比較することによる。動きを検出するためのさらに別の技術は M ラインが胎児心臓を通して配置される M モードを使用することである。これは図 7 に図示され、超音波画像上に M ラインカーソルを胎児心臓の左心室 (LV) を通ってのびるように配置することによって位置づけられる M ラインによって生成される M モード画像 60 を示す。このように配置されるとき、M ラインは胎児心臓の片側の心筋壁 12 を通過し、LV の心室を通過し、心臓の反対側の心筋組織 14 を通過する。超音波ビームは LV を通るこの M ライン方向に沿って周期的に透過され、各透過から受信される A ラインは前に受信された A ラインに沿ってスクロールするようにディスプレイに表示される。その結果が図 7 に図示のような M モード画像であり、矢印 52' で示される通り心臓サイクルの拡張末期点において胎児心臓が弛緩しているときに心臓の両側が最も大きく離れて

いる。矢印 5 4' で示される通り心臓サイクルの最大収縮期位相において心臓の両壁は最も接近している。図 7 はこの胎児心臓が一心拍ごとに収縮し拡張する際の心臓壁の運動の周期的パターンを図示する。心臓壁 1 2 若しくは 1 4 の変化する位置（動き）を追跡することによって、心臓サイクルと同相の波形が、胎児心臓運動信号を受信するために結合される心臓サイクル合成器 4 2 によって生成されることができる。

【0014】

ピーク周波数検出による胎児心臓運動の周波数推定など、胎児心拍数検出の他の技術もまた心拍トリガ信号を生成するために使用されることができる。これらの若しくは任意の他の技術によってトリガ信号が生成されると、心拍トリガ信号がビームフォームコントローラ 7 4 に印加され、ここで胎児心臓画像の収集を同期させるために使用される。心拍信号はグラフィックス生成器 3 4 にも結合し、下記でより完全に論じられる通りユーザへのフィードバックとして表示され得る。

【0015】

図 2 は本発明の一実施形態が組み込まれている超音波システム 5 0 を図示する。システム 5 0 は収集超音波画像が表示されるディスプレイ 5 6 を含む。超音波システムの制御は 2 つの方法で提供される。1 つはシステムの前部における制御パネル 3 6 であり、これは基本システム操作のために使用されるトラックボール、ボタン、及びコントロールを含む。タッチスクリーンディスプレイ 5 8 が制御パネルの上部にあり、周期的に若しくは手順の一ステップごとに変更可能な拡張機能のためのソフトキーを表示する。タッチスクリーンディスプレイ 5 8 のソフトキーは下記の通り本発明の実施において広く使用される。

【0016】

図 3 は本発明の一実施例のワークフローのシーケンスを示すフローチャートである。このワークフローシーケンスはステップ 7 0 から開始し、超音波検査技師がタッチスクリーンディスプレイ上のソフトキーボタンにタッチして通常 3 D イメージングモードから 3 D バイプレーン (b i p l a n e) モードに入る。図 4 は超音波検査技師がバイプレーンモードに入ったときに表示されるタッチスクリーンボタンを図示する。3 D バイプレーンモードは米国特許 6, 7 0 9, 9 9 4 (F r i s a r a) に記載され、身体のリユメトリック領域の 2 面が交互に高速連続撮像されるモードであり、それによって身体の各面のライブ画像を生成する。イメージングシステムが最初にバイプレーンモードに入るとき、2 D アレイトランスデューサと直交面の中心に合わせられた 2 画像が走査され表示される。画像ディスプレイ 5 6 に表示されるバイプレーン画像により、超音波検査技師はステップ 7 2 においてスクリーンの下部における図 4 のタッチスクリーンディスプレイ上に表示される "3 D R O I" ボタンにタッチする。このボタンはグラフィックス生成器 3 4 によって生成される各バイプレーン画像上の破線の R O I 輪郭をオンにする。図 5 は 2 つのバイプレーン画像 1 0 2 及び 1 0 4 を図示し、各々破線の台形 R O I 輪郭 1 0 6, 1 0 8 が画像の中心にある。胎児心臓が初期 3 D 画像の中心に位置するとき、2 つの R O I 輪郭 1 0 6 及び 1 0 8 は各々各バイプレーン画像 1 0 2 及び 1 0 4 の中心に胎児心臓を含む関心領域を画定する。

【0017】

このように R O I によって胎児心臓が示されると、超音波検査技師はステップ 7 4 において胎児心臓の 3 D 画像の同期収集のためにトリガ信号の自動収集を可能にする。超音波検査技師は最初に同期収集のために手動で設定された心拍数若しくは自動的に決定された心拍数が使用されるかどうかを決定する。これは図 6 a 及び 6 b に "A c q M o d e" ボタンで示される通り自動収集モードボタンを所望のモードに設定することによってなされる。このボタンは 2 つの操作モードを持ち、1 つは超音波検査技師が心拍数を手動で設定し (図 6 a)、もう 1 つはトリガ信号が自動的に収集される (図 6 b)。手動モードが選択されているとき、図 6 a に見られる通り "E s t i m H R" という注記が "A c q M o d e" ボタン上にあらわれる。そして超音波検査技師は "A c q M o d e" ボタンのすぐ下の "H e a r t R a t e" ボタンの心拍数の両側の増加及び減少矢印をタップすることによって手動で心拍数を設定する。図 6 a の実施例において心拍数値は 6 0 b p m に設

10

20

30

40

50

定されている。超音波検査技師は例えば心臓運動のMモードディスプレイによって前に示された値に心拍数を設定するように選択し得る。

【0018】

"Acq Mode"ボタンが手動モードである場合、超音波検査技師は自動モードに切り替えるためにボタンにタッチすることができ、この場合図6bに示される通り"Auto"が"Acq Mode"ボタン上にあらわれる。そして超音波検査技師は"Acq Mode"ボタンの上の"Triggered"ボタンにタッチして図3にステップ76で示される通り胎児心拍数を自動的に収集する。そしてシステムは例えば上記測定技術の1つを用いて自動的に胎児心拍数を推定し始める。システムがこれを行うと、現在の自動的に推定された心拍数値が"Heart Rate"ボタン上にあらわれ、システムが胎児心拍数の推定値を更新すると変化する。推定値が安定すると、システムは3D胎児心臓画像のトリガ収集の準備ができる。この安定性はステップ78に示される通り音響若しくは視覚的フィードバックによって示される。例えば破線のROI輪郭は最初は1つの色であり（例えば白若しくは黄色）、自動的に検出された心拍数が安定したときに第2の色（例えば緑）に変化することができる。別の代替案は、推定心拍数が安定したときに"Heart Rate"ボタン上の1分あたりの拍数が緑に変わることである。検出された心拍数が安定したとき、超音波検査技師は図6bに見られる通りタッチスクリーンディスプレイ58の左上にある"Start"ボタンにタッチする（図3のステップ80）。そして超音波システムは自動的に決定されたトリガ信号を用いて4心拍など複数の心拍数にわたって同期3D胎児画像を収集する。収集画像は保存されてその後の再生及び診断に備える。

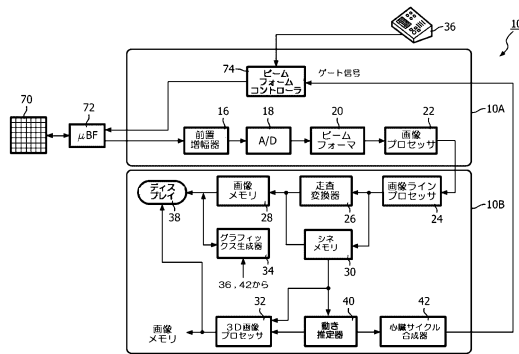
10

20

【0019】

3D画像収集の最後に、構成されたシステムはMモードディスプレイ110がバイプレーン画像の下にある図8に示すようなバイプレーン画像102, 104を表示する。Mライン112若しくはMライン114などのMラインはMモードディスプレイが収集された生体構造内の位置を示す。超音波検査技師は同期3D画像と同時に収集されたMモードディスプレイ110を観察することによって自動的に収集された同期3D画像に確信を持つことができる。Mモードディスプレイが心臓運動の一定の周期的パターンを示すとき、超音波検査技師はMモードディスプレイから推定されたトリガ信号が胎児ゲート信号としての使用に安定であり適切であったと確信することができる。

【図 1】



【図 2】

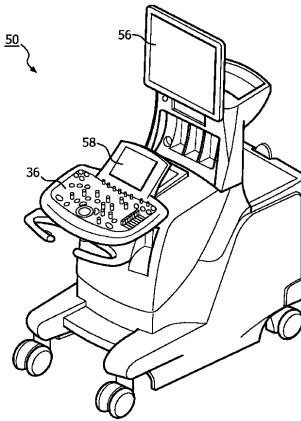
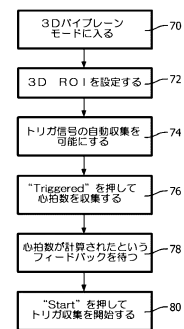


FIG. 2

【図 3】



【図 4】

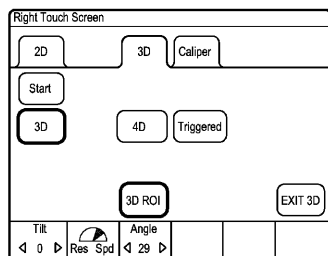


FIG. 4

【図 6 a】

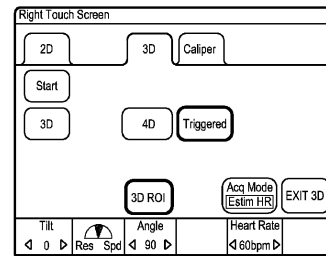


FIG. 6a

【図 5】

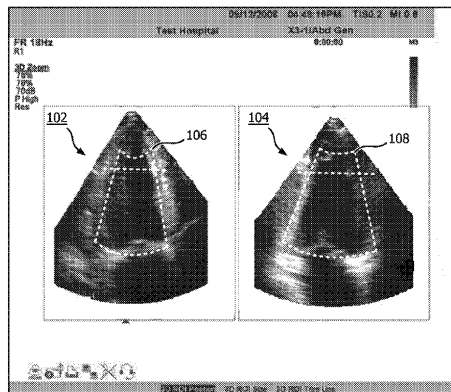


FIG. 5

【図 6 b】

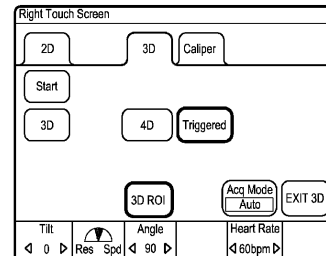


FIG. 6b

【図 7】

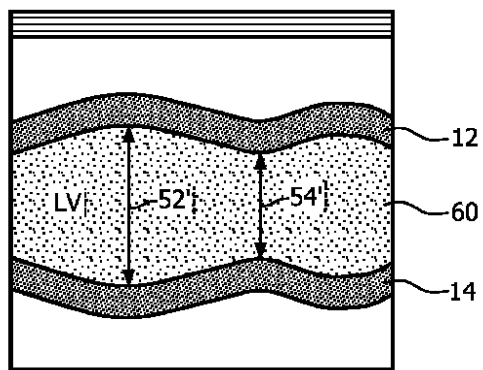


FIG. 7

【図 8】

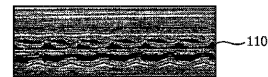
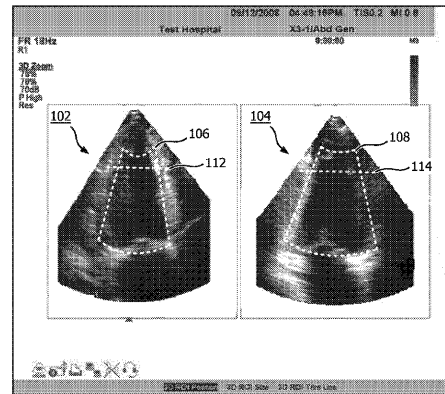


FIG. 8

フロントページの続き

(72)発明者 スハウフ ミヒャエル

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 345 スカボロー ロード

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2008-012047 (JP, A)

特開2006-340838 (JP, A)

米国特許出願公開第2005/0203393 (US, A1)

特表2004-509686 (JP, A)

特開2006-102489 (JP, A)

特開2000-135217 (JP, A)

特開2009-018115 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

A61B 6/00 - 6/14

A61B 8/00 - 8/15

G01N 29/00 - 29/52

专利名称(译)	三维超声胎儿成像的自动心率检测		
公开(公告)号	JP5889886B2	公开(公告)日	2016-03-22
申请号	JP2013514807	申请日	2011-04-27
[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	スハウフミヒヤエル		
发明人	スハウフ ミヒヤエル		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/543 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4405 A61B8/4488 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5223 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/02.ZDM A61B8/08		
优先权	61/355885 2010-06-17 US		
其他公开文献	JP2013528458A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声系统和方法提供用于收集由合成心门信号同步的胎儿心脏的3D图像的工作流程。在超声图像中定义描述胎儿心脏的ROI。控制超声系统以根据从ROI接收的回波信号自动估计胎儿心率。当系统收集稳定的合成心跳信号时，其显示被提供给用户并且用户指示系统在使用复合心跳信号同步的多个胎儿心动周期上获取3D胎儿心脏图像。。

(21) 出願番号	特願2013-514807 (P2013-514807)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年4月27日 (2011. 4. 27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2013-528458 (P2013-528458A)		ヴェ
(43) 公表日	平成25年7月11日 (2013. 7. 11)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/182011/051853		N. V.
(87) 国際公開番号	W02011/158136		オランダ国 5656 アーエー アイ
(87) 国際公開日	平成23年12月22日 (2011.12.22)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成26年4月24日 (2014. 4. 24)		High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	61/355, 885		NL-5656 AE Eindhoven
(32) 優先日	平成22年6月17日 (2010. 6. 17)		
(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