

(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2013-528458

(P2013-528458A)

(43) 公表日 平成25年7月11日(2013.7.11)

(51) Int.Cl.

A61B 8/02 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/02
A 6 1 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 O 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2013-514807 (P2013-514807)
 (86) (22) 出願日 平成23年4月27日 (2011.4.27)
 (85) 翻訳文提出日 平成24年11月28日 (2012.11.28)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2011/051853
 (87) 國際公開番号 WO2011/158136
 (87) 國際公開日 平成23年12月22日 (2011.12.22)
 (31) 優先権主張番号 61/355,885
 (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)

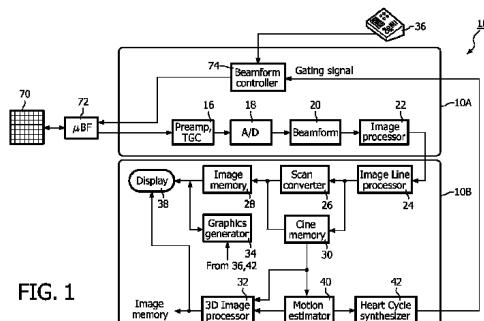
(71) 出願人 590000248
 コーニングレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 スハウフ ミヒヤエル
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 105
 10-8001 ブリアクリフ マノアーピオーラ ボックス 3001 345
 スカボロー ロード

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3 D 超音波胎児イメージングのための自動心拍数検出

(57) 【要約】

超音波システムと方法は、合成心臓ゲート信号によって同期される胎児心臓の3 D 画像を収集するワークフローを提供する。胎児心臓を描く ROI が超音波画像において画定される。超音波システムは ROI から受信されるエコー信号から胎児心拍数を自動的に推定するよう制御される。システムが安定な合成心拍信号を収集したとき、その表示がユーザに与えられ、そしてユーザは合成心拍信号を用いて同期される複数の胎児心臓サイクルにわたって3 D 胎児心臓画像を収集するようシステムに命令する。



【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、

胎児心拍数を決定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、

胎児心拍数が決定されていることを示す、胎児心拍数を決定する超音波データの処理に反応するインジケータと、

胎児心拍が決定されていることを前記インジケータが示すとき、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、合成胎児心拍信号を生成するように前記関心領域から受信されるエコー信号に反応して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に反応する、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に反応する、請求項2に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 5】

胎児心拍数が決定されているときに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5に記載の超音波画像診断システム。

【請求項 8】

前記収集コントロールがさらに、決定された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ができる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】

合成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つて、

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、

10

20

30

40

50

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推定するステップと、

前記胎児心拍数が推定されたという表示を生成するステップと、

前記胎児心拍数が推定されたという表示に続いて、推定された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推定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。

【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推定するステップが、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推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】

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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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することができます。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ます。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イープがなされ、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イープする機械的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)が悪いことが多い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(Breakle)に記載の通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。

10

20

30

【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ない、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。

40

50

【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ns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ためである。こうしたマトリクストラنس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可能で、複数ループがたった数秒以内に収集されることができる。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、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る。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る。

10

【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。

20

【図面の簡単な説明】

30

【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。

40

【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モード画像を附加的に表示する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】

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がプロ

50

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。

【0010】

10

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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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ある。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ある。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 M S A D 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って配置される 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 (L V) を通つ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、M ラインは胎児心臓の片側の心筋壁 12 を通過し、L V 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 L V 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 54' 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 12 若しくは 14 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 42 によって生成されることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

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ある。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 74 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 34 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。

【 0 0 1 5 】

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 50 を図示する。システム 50 は収集超音波画像が表示されるディスプレイ 56 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 36 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 58 が制御パネルの上部にあり、周期的に若しくは手順の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 58 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。

【 0 0 1 6 】

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 70 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 3D イメージングモードから 3D 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。3D バイプレーンモードは米国特許 6,709,994 (Frisaら) に記載され、身体のボリュメトリック領域の 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、2D 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 56 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"3D 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34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102及び104を図示し、各々破線の台形R O I輪郭106, 108が画像の中心にある。胎児心臓が初期3D画像の中心に位置するとき、2つのR O I輪郭106及び108は各々各バイプレーン画像102及び104の中心に胎児心臓を含む関心領域を画定する。

【0017】

10 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74において胎児心臓の3D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6a及び6b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6a)、もう1つはトリガ信号が自動的に収集される(図6b)。手動モードが選択されているとき、図6a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6aの実施例において心拍数値は60 b p mに設定されている。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。

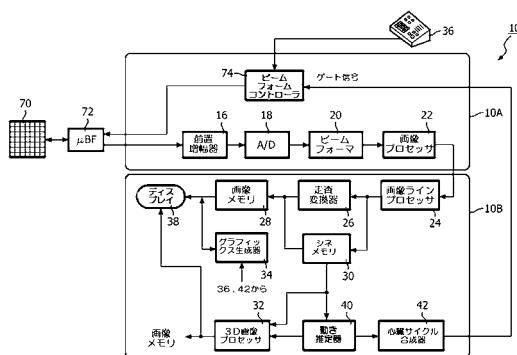
【0018】

"A c q M o d e"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"A u t o"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"ボタンの上の" T r i g g e r e d"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"H e a r t R a t e"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R O I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"H e a r t R a t e"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"S t a r t"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。

【0019】

40 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】

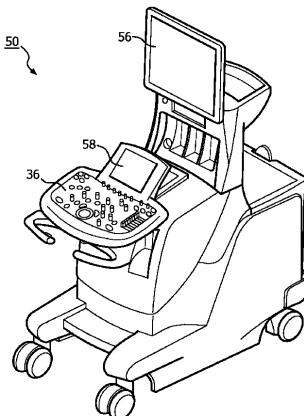
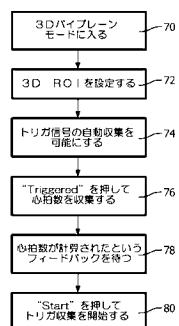


FIG. 2

【図3】



【図4】

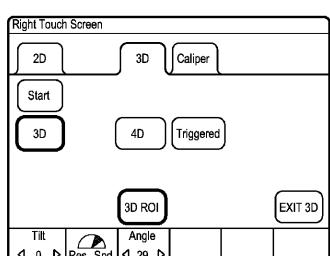


FIG. 4

【図6 a】

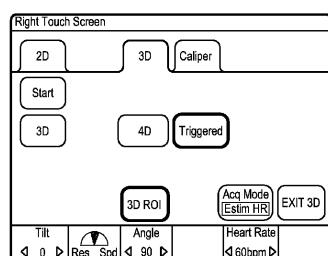


FIG. 6a

【図5】

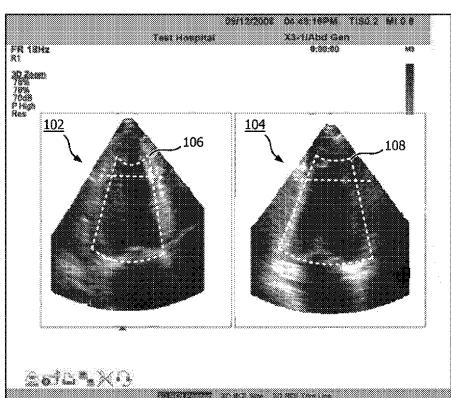


FIG. 5

【図6 b】

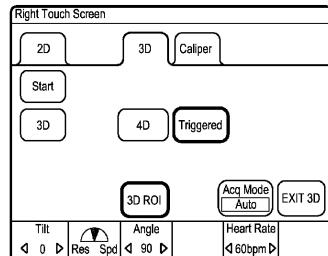


FIG. 6b

【図7】

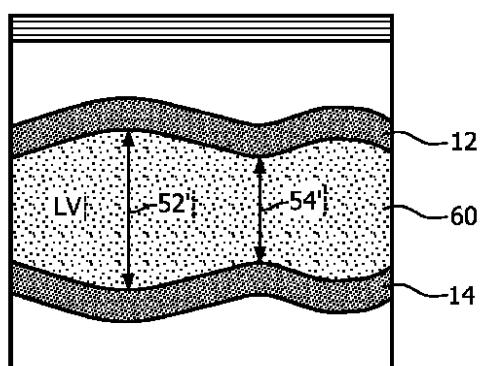


FIG. 7

【図8】

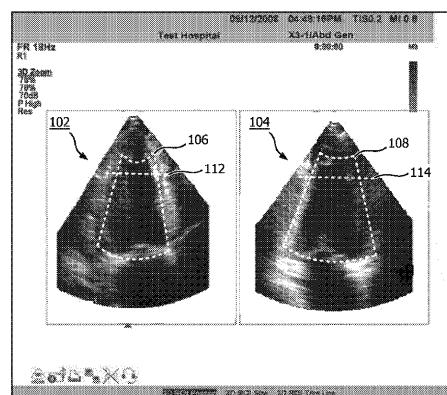


FIG. 8

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2011/051853

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B8/02 A61B8/08
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

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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	BREKKE S ET AL: "2H-6 Tissue Doppler Gated (TDOG) Real-Time Stitching in Three-Dimensional Fetal Echocardiography", ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2006. IEEE, IEEE, PI, 1 October 2006 (2006-10-01), pages 764-767, XP031076369, DOI: 10.1109/ULTSYM.2006.165 ISBN: 978-1-4244-0201-4 the whole document ----- -/-	1-15

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

12 August 2011

22/08/2011

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2011/051853

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CHAOUI R ET AL: "Three and four dimensional fetal echocardiography", DER GYNÄKOLOGE, SPRINGER, BERLIN, DE, vol. 39, no. 1, 1 January 2006 (2006-01-01), pages 15-24, XP019323083, ISSN: 1433-0393, DOI: 10.1007/S00129-005-1782-1 the whole document -----	1-15
A,P	WO 2011/001309 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; JAGO JAMES [US]; DOW ALASDAIR [US]) 6 January 2011 (2011-01-06) the whole document -----	1-15
A	KARADAYI K ET AL: "Automatic Image-based Gating for 4D Ultrasound", CONFERENCE PROCEEDINGS. ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (IEEE CAT. NO. 06CH37748); 30 AUG.-3 SEPT. 2006; NEW YORK, NY, USA, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 30 August 2006 (2006-08-30), pages 2388-2391, XP031339478, ISBN: 978-1-4244-0032-4 the whole document -----	1-15
A	DENG J ET AL: "Online motion-gated dynamic three-dimensional echocardiography in the fetus-preliminary results", ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 27, no. 1, 1 January 2001 (2001-01-01), pages 43-50, XP004295663, ISSN: 0301-5629, DOI: 10.1016/S0301-5629(00)00313-6 the whole document -----	1-15
A	DENG J ET AL: "Conversion of umbilical arterial doppler waveforms to cardiac cycle triggering signals: a preparatory study for online motion-gated three-dimensional fetal echocardiography", ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 27, no. 1, 1 January 2001 (2001-01-01), pages 51-59, XP004295664, ISSN: 0301-5629, DOI: 10.1016/S0301-5629(00)00315-X the whole document ----- -/-	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2011/051853

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DENG J ET AL: "Simultaneous use of two ultrasound scanners for motion-gated three-dimensional fetal echocardiography", ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 26, no. 6, 1 July 2000 (2000-07-01), pages 1021-1032, XP004295636, ISSN: 0301-5629, DOI: 10.1016/S0301-5629(00)00220-9 the whole document -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/051853

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011001309	A1 06-01-2011	NONE	

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,R,S,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 DD07 DD09 DD15 EE10 EE12 FF08 GB06 JC37 KK13
KK16 KK22 KK25 KK31 LL03

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	JP2013528458A	公开(公告)日	2013-07-11
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		
[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 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE10 4C601/EE12 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/JC37 4C601/KK13 4C601/KK16 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL03		
优先权	61/355885 2010-06-17 US		
其他公开文献	JP5889886B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声系统和方法提供了获取由合成心脏门控信号门控的胎儿心脏的3D图像的工作流程。在超声图像中定义ROI，其描绘胎儿心脏。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。当系统已经获得稳定的合成心率信号时，向用户给出其指示，然后用户命令系统获取用于使用合成心率信号门控的多个胎儿心脏周期的3D胎儿心脏图像。

