

(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2016-531622

(P2016-531622A)

(43) 公表日 平成28年10月13日(2016.10.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F I
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-517559 (P2016-517559)
 (86) (22) 出願日 平成26年9月17日 (2014. 9. 17)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年3月25日 (2016. 3. 25)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/064575
 (87) 国際公開番号 WO2015/049609
 (87) 国際公開日 平成27年4月9日 (2015. 4. 9)
 (31) 優先権主張番号 61/886, 694
 (32) 優先日 平成25年10月4日 (2013. 10. 4)
 (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
 ドーフェン 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】 超音波システム及び自動拍動識別のための方法

(57) 【要約】

超音波システム及び方法が、自動的に胎児拍動を特定するワークフローを提供する。 関心領域 (ROI) は超音波画像で特定され、ROIアイコンは胎芽及び/又は胎児の心臓のまわり又は上に位置される。 超音波システムは、ROIアイコンに関連する空間的に異なるM-モードラインを生成する。 超音波システムは、胎児拍動を特定することができて、空間的に異なるM-モードラインの少なくとも一つに関連するエコー信号から受信されるエコー信号から、胎児心拍数を推定することができる。 M-モードラインに対するエコー信号は、エコーデータにおいて胎児拍動の存在する可能性の高さに従ってランク付けされ得る。

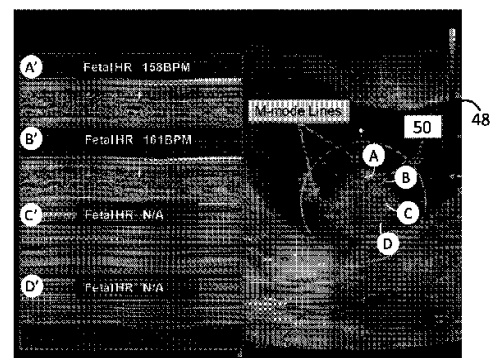


FIG. 4

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

胎児拍動を特定するための超音波診断イメージングシステムであって、
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エコーデータを処理するように構成される画像プロセッサと、

前記画像プロセッサに結合され、胎児の心臓を含む超音波画像を表示するように構成される画像ディスプレイと、

前記超音波画像において関心領域を特定するユーザ制御部に応答するグラフィックス生成器と、

前記関心領域に関連する複数の空間的に異なるM-モードラインの生成を開始するように構成される前記ユーザ制御部と

を有するシステムにおいて、

前記イメージングシステムは、(1) 前記空間的に異なるM-モードラインに対応するエコーデータを収集し、(2) 前記空間的に異なるM-モードラインの少なくとも一つに関連する前記胎児拍動を特定するために前記エコーデータを分析するように構成される、システム。

10

【請求項 2】

前記システムは、前記M-モードラインに対応する前記エコーデータから胎児心拍数を測定するように更に構成される、請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 3】

前記空間的に異なるM-モードラインの少なくともいくつかは前記システムによって自動的に生成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記空間的に異なるM-モードラインの少なくともいくつかは、ユーザによって指示されるように、前記システムによって生成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記システムは、M-モード又はB-モード画像収集を使って前記空間的に異なるM-モードラインの少なくともいくつかに対応する前記エコーデータを収集するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 6】

前記システムは、所与のM-モードラインを横切る前記アレイトランスデューサによって生成される複数のB-モード画像ラインからのエコー信号を結合することによって、前記空間的に異なるM-モードラインの少なくともいくつかに対応するエコーデータを合成するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記システムは、前記対応するM-モードラインの各々に対して測定される胎児心拍数に基づいて前記収集エコーデータをランク付けするように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

胎児拍動を特定するために超音波イメージングを使用する方法であって、
胎児の心臓を含む超音波画像を受信するステップと、
前記超音波画像において関心領域を特定するステップと、
前記関心領域に関連する、複数の空間的に異なるM-モードラインを生成するステップと、

40

前記空間的に異なるM-モードラインに対応するエコーデータを収集するステップと、
前記空間的に異なるM-モードラインの少なくとも一つに関連する胎児拍動を特定するために前記エコーデータを分析するステップと
を有する、方法。

【請求項 9】

50

前記空間的に異なるM-モードラインの少なくとも一つに対応する前記エコーデータに基づいて胎児心拍数を決定するステップを有する、請求項8に記載の方法。

【請求項10】

前記空間的に異なるM-モードラインは、コンピュータシステムによって自動的に生成されるか、ユーザによって指示されるように前記コンピュータシステムによって生成されるか、又はそれらの組合せになる、請求項8に記載の方法。

【請求項11】

前記エコーデータを収集するステップはM-モード又はB-モード画像収集を使うステップを有する、請求項8に記載の方法。

【請求項12】

前記対応する空間的に異なるM-モードラインの各々に対して測定される胎児心拍数に基づいて前記収集エコーデータをランク付けするステップを更に含む、請求項8に記載の方法。

【請求項13】

前記受信するステップはシネループに保存される複数のB-モード超音波画像を受信するステップを有し、前記収集するステップは前記B-モード画像からのエコーデータを合成するステップを有する、請求項8に記載の方法。

【請求項14】

胎児拍動を特定するためのコンピュータシステムであって、前記コンピュータシステムは、

実行されるとき、前記システムに、

胎児の心臓を含む超音波画像を受信させて、

前記超音波画像において関心領域を特定させて、

前記関心領域に関連する、複数の空間的に異なるM-モードラインを生成させて、

前記空間的に異なるM-モードラインに対応するエコーデータを収集させて、

前記空間的に異なるM-モードラインの少なくとも一つに関連する胎児拍動を特定するために前記エコーデータを分析させる

命令を有する、コンピュータシステム。

【請求項15】

実行されるとき、前記システムに、前記空間的に異なるM-モードラインの少なくとも一つに対応する前記エコーデータに基づいて胎児心拍数を決定させる命令を更に有する、請求項14に記載のコンピュータシステム。

【請求項16】

実行されるとき、前記システムに、前記対応する空間的に異なるM-モードラインの各々に対して測定される胎児心拍数に基づいて前記収集エコーデータをランク付けさせる命令を更に有する、請求項14に記載のコンピュータシステム。

【請求項17】

前記受信するステップはシネループに保存される複数のB-モード超音波画像を受信するステップを有し、前記収集するステップは前記B-モード画像からのエコーデータを合成するステップを有する、請求項14に記載のコンピュータシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

母体又は胎児の何れかを電離放射線にさらすことなく非侵襲性のイメージングを実行するため、超音波は胎児のイメージングに非常に適している。多くの胎児検査の目的は、胎児が正常に育っているかを決定するために胎児の解剖学的構造の発育を評価することにある。超音波画質は長年にわたって改善されてきているので、解剖学的構造のより多くのエリアは、発育上の評価のために、より詳細に視覚化されることができる。従って、胎児の超音波検査は、評価されるべき解剖学的構造に対する、増大する必要要件により、より徹底された。非常に精細に調べられる解剖学的構造の1つのエリアは、発育過程の胎児の

10

20

30

40

50

心臓である。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、妊娠期間の約5週以内に胎児拍動を検出するために用いられることができる。この点で、通常の胎児心拍数は、母体のもの、例えば、毎分約80-85拍に類似している。心拍数は、その翌月にわたって1日あたり毎分約3拍だけ着実に増加する。更なる発育の後、健康な胎児心拍数は、毎分120~200拍(BPM)の間の範囲で変動することができる。したがって、超音波検査は、胎児拍動が値の許容範囲内にない場合、流産のリスクがあるかを決定するために用いられることができる。たとえば、胎児心拍数及び妊娠の6-8週における流産のリスクの関係は、胎児心拍数が、毎分70拍未満である場合、流産の約100パーセントの確率を示す。流産の確率は、増加している測定心拍数と同調して減少する。例えば、心拍数が毎分90拍未満である場合、流産の確率は、流産の約86パーセントの確率とまだ高い。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

近年、心臓の流出路は、胎児心拍数を検出して、測定するための関心の焦点になった。しかしながら、胎児の心臓の心臓流出路は、測定時間の有用な期間の間に、イメージングし、検出することが困難になり得る。これに対する1つの理由は、この胎児の解剖学的構造の小さなサイズにある。他の理由は、解剖学的構造だけでなく、完全な胎児の心臓サイクルにわたって流出路を通じて流れるフロー特性のダイナミックスも表示することが所望されることにある。更なる理由は、胎児が成長するにつれて、流出路は、かなりの発育を受けて、結果として、胎齢に依存して、外観及び複雑さを変化させることにある。従って流出路は、超音波ディスプレイ上において特定することが困難になり、胎児拍動の十分な検出及び/又は測定のための、適切な方向において画像を収集することはさらに困難になり得る。

20

【0004】

他の問題は、胎児が頻繁に動いて、データ収集のために必要とされる時間の間、静止を保ち得ないことにある。胎児が動くとき、プローブに対する、所望される画像データの方法は変わり、胎児の心臓は完全に視野を離れ、収集データセットから所望される解剖学的構造の欠如がもたらされる。また、収集の間の胎動は、胎児の心臓サイクルの測定の精度を制限し得る。更に、母体の心拍数及び/又は他のリズムカルなバックグラウンドアーチファクトから胎児心拍数を区別することも困難になり得る。

30

【0005】

従って、超音波システムをより使いやすくし、胎児拍動を特定して、胎児心拍数を測定するためにより正確にする、臨床医のためのワークフロー及び改善されたシステムに対する必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、医療診断システム、特に、胎児拍動及び関連する心拍数を特定するための超音波診断イメージングシステムに関する。

40

【0007】

本発明の原則によれば、診断用超音波システムは、拍動(例えば、胎児拍動)及び関連する心拍数を特定することを容易化する制御部及びワークフローを有する。ワークフローにより、臨床医は、胎芽及び/又は胎児の心臓について関心領域(ROI)を設定して、それから胎児拍動を特定して、及び/又は胎児心拍数を収集することができる。超音波システムは、関心領域に関連する、異なって方向付けられるM-モードラインを繰り返しスキャンするように自動化される。超音波システムは、胎児拍動を特定することができ、M-モードラインの少なくとも一つに沿って受信されるエコー信号から、胎児心拍数を推定することができる。たとえば、M-モードラインからのエコー信号は、エコーデータにおける拍

50

動を示す可能性の最も高い、M-モードスキャンを特定するようにランクを付けされることもできる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の原則によって構成される超音波診断イメージングシステムをブロック図形式で例示する。

【図2】胎児心拍数を特定して、測定するために、本発明によるワークフローを例示する。

【図3】心筋の動きのM-モード画像を例示する。

【図4】胎児の心臓を含む画像におけるROIを特定し、胎児心拍数を特定して、測定するための異なるM-モードラインを空間的に重ね合わせるための、本発明の実施の表示を例示する。

【図5】胎児拍動を自動的に特定し、胎児心拍数を測定するための技術を例示する。

【図6A】胎児拍動を自動的に特定して、胎児心拍数を測定するための他の技術を例示する。

【図6B】B-モードエコー信号からのM-ラインデータを合成することによって胎児拍動信号を測定するための技術を例示する。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明は、拍動（例えば、胎児拍動）及び関連する心拍数を特定するためのシステム及び方法を提供する。本システム及び方法は、たとえば、ソノグラフィのためにスキャン時間を減らして、診断的信頼度を増やして、母体方の患者をスキャンするためのワークフローを簡略化するために用いられることができる。

【0010】

一つの実施態様において、本発明は、胎芽若しくは心臓及び／又は関連する心拍数を特定するための、超音波イメージングシステムを含む。本発明のシステムは、超音波プローブを含む。様々なプローブが使われることができ、アレイトランスデューサを含むことができる。本システムは、プローブからのエコーデータを処理する画像プロセッサも含む。エコーデータは、B-モード又はM-モード画像収集のような様々なイメージングモードによって得られるエコー信号を含むことができる。本システムは、エコーデータを送信することができ、及び／又はビューイングのためにプローブからのエコーデータを表示することができる。本システムにおける画像ディスプレイは、画像プロセッサに結合され、胎児の心臓を含む超音波画像を表示するように構成される。本システムにおけるグラフィックス生成器は、超音波画像においてROIを特定するユーザ制御部に応答する。たとえば、ROIは、ROIアイコンを使用して超音波画像における胎児心臓又は胎芽の近くで特定されることができる。本システムにおけるユーザ制御部は、関心領域に関連する空間的に異なるM-モードラインの生成を開始するようにさらに構成される。一つの例において、ROIは、グラフィックアイコンのユーザ操作によって超音波画像において特定されることができ、（例えば、2～50M-モードライン位置の間の）空間的に異なるM-モードラインは、ROIに関して表示されることができる。本システムは、空間的に異なるM-モードラインの一部もしくは全部からエコーデータ（例えば、M-モード及び／又はB-モードエコー信号）を繰り返し収集する。エコーデータは本システムによって分析されるか、又は胎児拍動が、M-モードライン位置の少なくとも1つから収集されるM-モード画像において識別できるかを特定する分析のために送信される。空間的に異なるM-モードラインの各々に対応する、一時収集エコーデータの一部、若しくは一つが、胎児拍動を示すエコー信号を示してもよく、示さなくてもよい。さらに、収集エコーデータは、胎児拍動をレジストレーションしたM-モードラインのエコーデータにおいて測定される胎児心拍数に基づいてランク付けされることができる。いくつかの実施例において、母体の拍動及び／又は心拍数は、胎児拍動の代わりに又はそれに加えて特定されることができる。

【0011】

10

20

30

40

50

図1を参照すると、本発明の原則により構成される超音波システム10は、ブロック図形式で示される。超音波システムは、2つのサブシステム、フロントエンド収集サブシステム10A及びディスプレイサブシステム10Bによって構成される。超音波プローブは、二次元のマトリッ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を含む収集サブシステムに結合される。線形又は曲線形アレイトランスデューサが使われることもできる。いくつかの実施例において、マトリックスアレイの1つの平面だけが、M-モード又はB-モード画像収集のために使われる。マイクロビームフォーマは、アレイトランスデューサ70の要素（「パッチ」）のグループにもたらされる信号を制御する回路を含み、各々のグループの要素によって受信されるエコー信号のいくつかの処理をする。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、例えば、米国特許5,997,479（Savordほか）及び米国特許6,436,048（Pesque）に記載され、各々は参照によってここに包含される。

10

20

30

40

50

【0012】

プローブは、超音波システムの収集サブシステム10Aに結合される。収集サブシステムは、ユーザ制御部36に応答するビーム形成コントローラ74を含み、送信ビームのフォーカシング、方向、周波数、及びタイミングに関してプローブに指示するマイクロビームフォーマ72に制御信号を供給する。ビーム形成コントローラ74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のその制御によって収集サブシステムによって受信されるエコー信号のビーム形成を制御する。プローブによって受信されるエコー信号は、収集サブシステムにおけるプリアンプ及びTGC（時間利得制御）回路16によって増幅され、それから、A/Dコンバータ18によってデジタル化される。それから、デジタル化されたエコー信号は、ビームフォーマ20によって、完全にステアリングされ、フォーカシングされるビームに形成され得る。エコー信号は、デジタルフィルタリングを実行して、高調波分離、スペckル低減、及び他の所望される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信号プロセッサ22によって処理される。

【0013】

収集サブシステム10Aによって生成されるエコー信号は、所望される画像フォーマットでディスプレイのためにエコー信号を処理するディスプレイサブシステム10Bに結合される。エコー信号は、エコー信号をサンプリングするか、所与のビームのエコーを完全なライン信号に集めることができる画像ラインプロセッサ24によって処理される。M-モード画像収集のために、画像ラインプロセッサ24から出力されるライン信号の少なくとも一つは、M-モードプロセッサ30に向けられ得る。M-モードプロセッサは、画像メモリ28に保存されて、ディスプレイ38上に表示されるM-モード画像を生成する。B-モード画像収集のために、2D画像のための画像ラインは、当業者に知られているように、R-シート変換を実行するスキャンコンバータ26によって、所望される画像フォーマットにスキャン変換される。2D画像は画像メモリ28に保存されて、ディスプレイ38上に表示される。

【0014】

いくつかの実施例において、スキャンコンバータからの2D画像データは、2D画像データからM-モード画像を生成することができるM-モードシンセサイザ40に出力される。さらに下で論じられるように、B-モードラインからのエコー信号は、関心M-モードラインに関連するエコーデータを生成するように合成されることができ、B-モードエコー信号からの合成M-モード画像は、画像メモリ28にさらに出力されて、表示される。メモリにおける画像は、ユーザ制御部36に応答するグラフィックス生成器34によって生成される画像で表示されるべきグラフィックスに重ね合わされ得る。グラフィックス生成器34は、関連M-ラインの画像位置を、対応するM-ラインのために通常及び/又は合成M-モードエコーデータに関連付けるため、M-モードシンセサイザ40及び/又はM-モードプロセッサ30と通信する。心拍数シンセサイザ34も、胎児心拍数を計算するために画像分析及び/又は周波数分析アルゴリズムのようなアルゴリズムを通常及び/又は合成M-モードエコーデータに適用するため、M-モードプロセッサ30及び/又はM-モードシンセサイザ40と通信する。心拍数アナライザ34は、エコーデータにおける拍動の存在可能性によりM-モードエコーデータを

ランク付けし得る。

【0015】

通常及び／又は合成M-モードエコーデータは、将来のアクセスのために画像メモリ28に保存されることができ、又はリアルタイムに表示されることができる。保存されたエコーデータは、合成M-モードエコーデータを使って心拍数を計算するように後に処理されることができるB-モード画像の、前に収集されたシネループによって保存されることができる。リアルタイムイメージングの間、動き補償が、胎児の全体的な動きをトラッキングするためにもたらされてもよい。動き補償は、たとえば、参照によってここに包含される、米国特許第6,589,176号に記述される。

【0016】

本システムは、1D、2D及び／又は3D超音波イメージングのために設計されることができる。特定の実施例において、2Dイメージングは、画像収集のために高いフレームレートを実現するように用いられることができる。胎児拍動からのエコー信号を記録するために毎秒数十乃至数百フレームのオーダのフレームレートが用いられることができる。リアルタイムボリュメトリックイメージングが使われる場合、ディスプレイサブシステム10Bは、リアルタイム三次元画像のレンダリングのための画像ラインプロセッサ24から画像ラインを受ける3D画像レンダリングプロセッサ32を含む。3D画像はディスプレイ38に関するライブ（リアルタイム）3D画像として表示されることができ、後のレビュー及び診断のために3Dデータセットの保存のための画像メモリ28に結合されることができる。

【0017】

図2は、本発明の実施のワークフロー76を示すフローチャートである。このワークフロー76は、胎児の心臓の画像を受けるステップ78から始まる。一つの実施態様において、胎児の心臓の一つ又は複数の画像は、スキャンロシージャの間、収集されることができ、胎児をスキャンしている間、ここに解説されるように、ソノグラファはROIを特定することができる。他の実施例において、ソノグラファは、（例えば、シネループにおいて）保存されることができ、スキャンの後にレビューされることができる胎芽及び／又は胎児の心臓を含む複数の超音波画像を収集することができる。スキャンの後、ソノグラファは、収集された画像に基づいてROIを特定することができる。

【0018】

ステップ80において、超音波画像におけるROIが特定される。いくつかの実施例において、一時的に別々のエコー信号が収集される解剖学的構造における位置は、スキャンの間、又は画像の収集ループにおける画像において表示される画像の中心のようなデフォルト画像位置にセットされることができる。代わりに、表示又は収集される画像における位置は、図4に関して以下に記載されるようなシステムにおけるユーザ制御部の制御の操作により、ユーザによって示されることができる。たとえば、ユーザは、胎児の心臓を含む画像における関心領域上にROI指定アイコンを位置させるように、ジョイスティック、トラックボール又はユーザ制御部の他の制御を操作することができる。特定の実施例において、以下に記すように、画像におけるROIはROIアイコンによってディスプレイスクリーン上で特定され、胎芽及び／又は胎児の心臓のまわり又は上に、完全又は部分的に位置されることができる。様々なROIアイコンが使われることができる。たとえば、ROIアイコンは、四角形、円形、楕円形、又は長方形であってもよい。ROIアイコンは、単純な点、X又はクロスヘアインジケータであってもよい。いくつかの実施例において、ROIは、画像のROIの上にマウスカーソルを位置させることによって特定されることができる。

【0019】

ステップ82において、関心領域に関連する複数の空間的に異なるM-モードラインが生成される。M-モードラインは、ディスプレイ上に生成されることができ、視覚化されることができ、又はROIアイコンだけがディスプレイにおいて示されて、それらは不可視になり得る。M-モードラインは、ROIアイコンに関して生成され、さまざまな方法で関心領域上に空間的に分布される。たとえば、円形ROIアイコンが使われる場合、M-モードラインは円の直径をスパンニングするラインとして位置されることができる。代わりに、平行

10

20

30

40

50

ラインパターン又は陰影パターンが、円又は正方形のようなROIアイコン内に位置されることができる。通常、M-モードラインパターン（例えば、ランダム、放射状、平行、陰影及び／又はハニカムパターン）が、ROIアイコンの何れの形状又はタイプのためにも使われることができる。好ましくは、空間的に分布されるM-モードラインは、本発明のシステムによって、自動的に生成される。空間的に異なるM-モードラインは、ROIアイコンに対する関係でラインを描くことによってユーザによって指示されるように、生成されることもできる。本システムは、使われるべき、空間的に異なるM-モードラインの特定の数を選ぶこともできる。いくつかの実施例において、空間的に異なるM-モードラインの数は、2～100の間、5～50の間、10～50の間、又は10～40の間の範囲に入る。

【0020】

ワークフローは、空間的に異なるM-モードラインに関連するエコーデータを収集するステップ84も含む。いくつかの実施例において、エコーデータは、ROIに関連する複数の空間的に異なるM-モードラインからのM-モード画像収集によって、スキャンプロシージャの間、繰り返し収集されることができる。代わりに、エコーデータは、B-モード画像収集からのエコー信号を含むことができる。ここで、M-モードシンセサイズは、所与のM-モードライン位置を横切るB-モード画像ラインからのエコー信号を結合することによって、選択されるM-モードラインに対して、エコーデータを合成する。選択されるM-モードラインに関連するエコーデータを合成することは、図5に関して以下に記載のように、スキャンの間、リアルタイムに実行されることができる。類似したプロセスは、保存されて、後に分析される複数のB-モード画像からのエコーデータを合成するために用いられることができる。

【0021】

ステップ86において、M-ライン画像のエコーデータは、胎児拍動を特定するため、及び／又は関連する胎児心拍数を測定するために分析される。下記のように、これを実行するための技術は、胎児の心臓を通じて位置されるMラインのための、一時的なエコーデータの分析を通じて胎児の心臓の動きを検出するステップを含む。ステップ88において示されるように、ワークフローは、空間的に異なるM-モードラインの一部もしくは全部からの胎児心拍数の特定のために、記録されたエコーデータを優先的にランク付けするランク付けステップを随意に含むことができる。

【0022】

本発明の方法は、ここに記載される超音波システムを使用して実行される。超音波システムは、以下のステップ、すなわち、胎芽又は心臓を含む超音波画像を受けるステップと、超音波画像において関心領域（ROI）を特定するステップと、関心領域に関連する複数の空間的に異なるM-モードラインを生成するステップと、空間的に異なるM-モードラインに対応するエコーデータを収集するステップと、空間的に異なるM-モードラインの少なくとも一つに関連する胎児拍動を特定するためにエコーデータを分析するステップとの何れかを実行するために動作することができる。

【0023】

ここに記載されるように、M-モードラインは、胎児の心臓を特定し、及び／又は胎児心拍数を測定するように、胎児の心臓の動きを検出するために生成され、用いられる。図3は、胎児の心臓を通じて位置されるMラインによるMモードイメージングを使って、動きを検出するための技術を例示する。特に、図3は、胎児の心臓の左心室（LV）を通じて延在するように位置されるMラインによって生成されるMモード画像46を示す。このように位置されるとき、Mラインは、胎児の心臓の一方の側における心筋壁12を通り、LVの心腔を通り、心臓の他の側における心筋組織14を通して進む。超音波ビームは、周期的にLVを通じてこのMライン方向に沿って送られ、各々の送出からの受信Aラインは、前の受信Aラインに沿ってスクロールする態様でディスプレイ上に表示される。その結果は、図3に示されるMモード画像になり、胎児の心臓が、矢印42によって示されるように心臓サイクルにおける終わりの拡張期点において拡張されるとき、心腔の両側は最も大きく離される。心腔の両壁は、矢印44によって示されるように、心臓サイクルのピークの心収縮段階におい

10

20

30

40

50

て最も近づく。胎児の心臓は各々の拍動で収縮及び拡張するので、図3は、心臓壁の動きのこの周期的なパターンを図示する。心臓壁12又は14の変化する位置（動き）をトラッキングすることによって、心臓のサイクルHCと同調する波形が生成されることができる。波形は、連続波のピークツーピーク（又は谷から谷へ）の周期性から測定することによって心拍数を決定するように更に測定される。

【0024】

図4は、本発明の1つの実施例により生成される超音波ディスプレイを例示する。示されるように、ROIは、超音波画像48において示されるように胎児の心臓の上に位置される、ROIアイコン50によって超音波画像48において特定される。M-モードラインA、B、C及びDとして特定される空間的に異なるM-モードラインは、ROIアイコン50において構成される。この例において、M-モードラインは、胎児の心臓上に位置される、円形のROIアイコンの直径をスパンするように放射状に構成される。さらにここに記載されるように、M-モードラインA、B、C及びDに対応するエコーデータが、胎児拍動を特定して、胎児心拍数を測定するために収集されて、分析される。ここでたとえば、パネルA'は、M-モードラインAのためのエコーデータが、毎分158拍の胎児心拍数をレジストレーションしたことを示し、パネルB'は、M-モードラインBのためのエコーデータが毎分161拍の胎児心拍数をレジストレーションしたことを示し、パネルC'及びD'は、M-モードラインC及びDが胎児心拍数をレジストレーションしなかったことを示す。パネルA'及びB'の画像は、M-モード画像収集からレジストレーションされる、胎児の心臓の動きの表示を含む。

【0025】

心拍数を測定するために、パネルA'及びB'におけるM-モードディスプレイは、パルス状の動きに対して分析される。M-モードスキャンにおける波形は、図3に記載のように、拍動する胎児の心臓の動きを表す。パネルA'及びB'に示されるように、白の測定ラインは、個々の心臓サイクルの間の時間を測定するために用いられることができる。一つの例において、本システムにおいてフリーズボタンを押すことによって、ユーザは胎児の心臓サイクルを測定するためにカリパス機能を使用することができ、グラフィックス生成器36が、個々の拍動の間の時間を測定するために白の測定ラインを表示する。これは、二つの一続きの波のピークツーピーク（又は谷から谷へ）のから測定することによって行われ得る。心拍数アナライザ34を使用して、ソフトウェア計算は、M-モードプロセッサ3の0及び/又はM-モードシンセサイザ40からのデータを処理することによって、又は画像メモリ28からのデータにアクセスすることによって、心臓のサイクルHCの期間の測定値を、計算された胎児心拍数に変換することができる。

【0026】

本発明の実施例において、ソノグラフィは、B-モードイメージングを使ってリアルタイムに、胎児の心臓及び母体の子宮を見る。いくつかの実施例において、B-モード画像は、胎児心拍数を決定するため、後の分析のためにシネループに保存されることができる。並行して、又は別に、ソノグラフィは、M-モード及び/又はB-モード画像収集を使って胎児拍動を測定するのに必要なエコーデータを生成することができる。図5は、母体の子宮94（胎児図示略）における胎児の心臓92をイメージングし、分析するために、128本スキャンラインを有する曲線形線形アレイトランスデューサ70'を使う実施例を図示する。B-モード画像のためにトランスデューサによってスキャンされるエリアは、中央にスキャンライン64本を備え、スキャンライン1本からスキャンライン128本までのスパンを有する。好ましくは、128本のスキャンライン上の反復B-モード画像収集により、ソノグラフィが、胎児の心臓92のまわりにROIアイコン90を位置させるために使用するように、リアルタイム画像は生成される。円形ROIアイコンをスパンするM-モードラインは、ビームステアリングを用いて、又は用いないで、生成されることができるアレイトランスデューサからのビームに対応する。示されるように、ビームライン1'、64'及び128'は、ROIアイコンに関連するM-モードラインの3本に対応するM-モード画像を生成するために用いられる。水平M-モードライン96は、B-モード画像収集の間に生成されるB-モードエコー信号を使って合成される。図5において括弧によって表されるように、アレイトランスデューサのスキャン

ライン50'乃至76'のビームは、合成M-モード画像を生成するため、水平M-ライン96に沿う位置からエコー信号を生成するように用いられる。

【0027】

M-モード画像収集及びB-モード画像収集は、ソノグラフィによるリアルタイムイメージングのためにB-モード画像だけでなく（通常の、又は合成された）M-モード画像の両方を生成するために、様々なシーケンスで実行されることができ、示されるように、M-モード画像エコー信号は、ディスプレイ上の対応するM-モードラインに関連するエコーデータを生成するために、ビーム1'、64'及び128'に沿って収集される。水平M-ラインを合成するために用いられるエコー信号は次に、ビーム50'-76'をスキャンすることによって集められる。ビーム1-3からのエコー信号は、ソノグラフィへの表示のために、生成されるB-モード画像において収集され、使われる。このデータ収集のシーケンスは、128本のスキャンラインB-モード画像が生成されるまで、進めることができ、その間、エコーデータは、B-モードフレームレートより非常に高いM-ラインスキャンレートで、M-ライン位置から複数回収集される。本プロセスはそれから、繰り返される。代替のシーケンスが使われることもできる。たとえば、B-モード画像は、ビーム1'、64'及び128'並びにそれからビーム50'-76'のための合成B-モードエコー信号に対するエコーデータの完全な収集によって後続される、スキャンの最初の部分において収集されることが可能である。

10

【0028】

ROIにおけるM-モードラインのポジショニングに依存して、イメージングラインの少なくとも一つは、胎児の心臓の左心室（LV）を通じて延在し得る。このように位置されるとき、イメージングビーム（この例において64'）は、胎児の心臓の一方の側における心筋壁を通して、LVの心腔を通して、及び心臓の他の側における心筋組織を通して、通過するであろう。Mモード画像収集において、結果は、心腔の両側が最も大きく離される、図4のパネルA'及びB'において示されるようなM-モード画像になり、胎児の心臓が各々の拍動で収縮及び拡張するとき、心臓壁の動きの周期的なパターンは記録され得る。

20

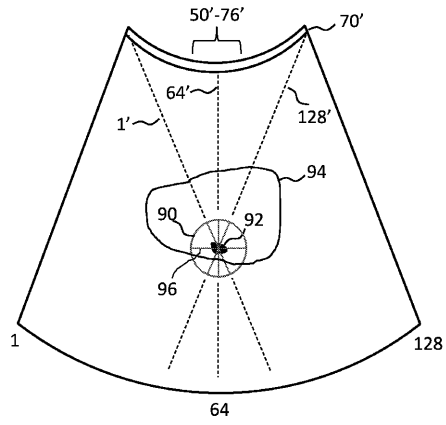
【0029】

図6A及び6Bは、超音波画像のROIに関連するM-モードラインに対応するエコーデータを集める他の実施例を例示する。曲線形線形アレイトランスデューサ70'は、超音波画像においてROIに関連するM-モードラインに関連するエコー信号を集めるために用いられる。図6Aに示されるように、格子パターンが、母体の子宮94における胎児の心臓92上に位置されるROIアイコン90のために使われる。格子パターンにおけるM-モードラインは、画像におけるROIを通じて平行に伝播するM-モードイメージングビーム60'、63'、66'及び69'に対応する。水平M-モードラインh1-h5に対応するエコーデータは、明確化のために図6Aに示されないが、ビーム57'-72'によって生成されるエコー信号を使って収集されることができる。図6Bにおいて示されるように、ビーム57'-72'に沿う特定の時点におけるエコー信号は、水平M-モードラインh1-h5のためにM-モード画像を合成するように収集されて、用いられる。図6Bにおける黒点によって示されるように、ビーム57'-72'に沿うエコー信号は、水平M-モードラインを生成するために用いられるビームに沿って、時間1、時間2、時間3、時間4及び時間5において収集される。さらに、データの収集は、様々なシーケンスを使って集められることができる。この場合、エコー信号はまず、4つの通常のM-モードディスプレイのために、ビーム60'、63'、66及び69'に沿って収集される。それから、エコー信号は、水平M-ラインのM-モード画像を合成するために、ビーム57'-72'から集められる。ソノグラフィに対するB-モード画像ディスプレイのためのエコー信号は、（例えば、4、5及び6等によって後続される、スキャンライン1、2及び3に対して）3のインタバルでビームに沿って集められることができる。代替のアレイは使われることができる。例えば、B-モード画像が、ビーム60'、63'、66及び69'、それからビーム57'-76'に対する合成B-モードエコー信号に対するM-モード画像の完全な収集によって後続される、スキャンの最初の部分において収集されることができる。

30

40

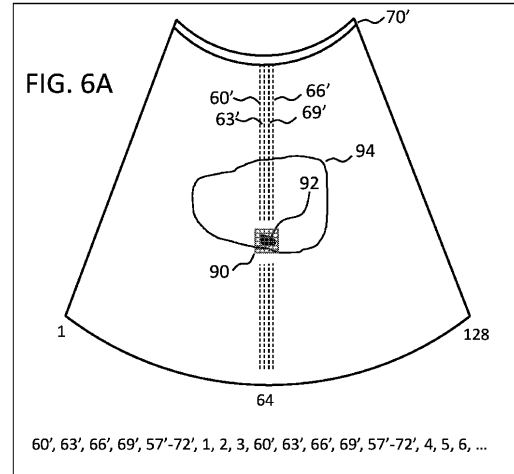
【 図 5 】



64', 1', 128', 50'-76', 1, 2, 3, 64', 1', 128', 50'-76', 4, 5, 6, 64', 1', 128', 50'-76' ...

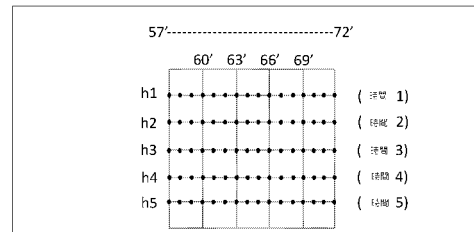
FIG. 5

【 図 6 A 】



60', 63', 66', 69', 57'-72', 1, 2, 3, 60', 63', 66', 69', 57'-72', 4, 5, 6, ...

【 図 6 B 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2014/064575

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/02 A61B8/08 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPO		
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 practicable, search terms used) EP0-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.
X	EP 1 967 867 A2 (MEDISON CO LTD [KR]) 10 September 2008 (2008-09-10) the whole document	1-6, 8-11, 13-15,17
X	US 2010/185088 A1 (PERREY CHRISTIAN [AT] ET AL) 22 July 2010 (2010-07-22) paragraphs [0003], [0018] - [0035]; figures	1-6, 8-11, 13-15,17
X	DE 195 31 419 A1 (VINGMED SOUND AS [NO]) 7 March 1996 (1996-03-07) the whole document	1-6, 8-11, 13-15,17
	----- -/-	
☒ 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 application or patent but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubt 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 *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
9 January 2015		20/01/2015
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Küster, Gunilla

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2014/064575

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	M.E. GODFREY ET AL: "Fetal Cardiac Function: M-Mode and 4D Spatiotemporal Image Correlation", FETAL DIAGNOSIS AND THERAPY, vol. 32, no. 1-2, 1 January 2012 (2012-01-01), pages 17-21, XP055160839, ISSN: 1015-3837, DOI: 10.1159/000335357 section "M-Mode" starting in the right-hand col. on p. 17 -----	1,8,14
A	WO 2011/158136 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; SCHAUF MICHAEL [US]) 22 December 2011 (2011-12-22) page 6, line 25 - page 10, line 16; figures -----	1,8,14
A	J. JÜRGENS ET AL: "Three-dimensional multiplanar time-motion ultrasound or anatomical M-mode of the fetal heart: a new technique in fetal echocardiography", ULTRASOUND IN OBSTETRICS AND GYNECOLOGY, vol. 21, no. 2, 1 February 2003 (2003-02-01), pages 119-123, XP055160836, ISSN: 0960-7692, DOI: 10.1002/uog.53 section "Introduction" -----	1,8,14
A	JP 2010 193945 A (TOSHIBA CORP; TOSHIBA MEDICAL SYS CORP; TOSHIBA MEDICAL SYS CO LTD) 9 September 2010 (2010-09-09) the whole document -----	1,8,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/064575

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1967867	A2	10-09-2008	EP 1967867 A2 10-09-2008
		JP 2008220955 A	25-09-2008
		KR 20080082302 A	11-09-2008
		US 2008221450 A1	11-09-2008
		US 2013123633 A1	16-05-2013
		US 2014155750 A1	05-06-2014

US 2010185088	A1	22-07-2010	NONE

DE 19531419	A1	07-03-1996	DE 19531419 A1 07-03-1996
		FR 2723835 A1	01-03-1996
		IT M1951824 A1	29-02-1996
		US RE37088 E1	06-03-2001
		US 5515856 A	14-05-1996

WO 2011158136	A1	22-12-2011	CN 102946810 A 27-02-2013
		EP 2582302 A1	24-04-2013
		JP 2013528458 A	11-07-2013
		US 2013085393 A1	04-04-2013
		WO 2011158136 A1	22-12-2011

JP 2010193945	A	09-09-2010	JP 5443781 B2 19-03-2014
		JP 2010193945 A	09-09-2010

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, ST, 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, 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 ストラッスナー ドロシー アニータ

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 ビルディング
5

(72)発明者 カオ ジー

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 ビルディング
5

(72)発明者 シャムダサーニ ヴィジェイ サクール

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 ビルディング
5

(72)発明者 ムフティ モハメッド インテクハブ アラム

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 ビルディング
5

F ターム(参考) 4C601 DD07 DD09 DD15 JC33 JC37 KK12 KK13 KK25

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2016531622A5	公开(公告)日	2018-06-07
申请号	JP2016517559	申请日	2014-09-17
[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	ストラッスナードロシーアニータ カオジー シャムダサーニヴィジェイサクール ムフティモハメッドインテクハブアラム		
发明人	ストラッスナー ドロシー アニータ カオ ジー シャムダサーニ ヴィジェイ サクール ムフティ モハメッド インテクハブ アラム		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25		
优先权	61/886694 2013-10-04 US		
其他公开文献	JP6420326B2 JP2016531622A		

摘要(译)

超声系统和方法提供了用于自动识别胎儿搏动的工作流程。在超声图像中识别出感兴趣区域 (ROI) , 并且ROI图标位于胚胎和/或胎儿心脏周围或上方。超声系统产生与ROI图标相关的空间上不同的M模式线。超声系统可以从与空间上不同的M模式线中的至少一个相关联的回声信号接收的回声信号中识别胎儿搏动并估计胎儿心率。。可以根据回波数据中可能存在的胎儿搏动对M模式行的回波信号进行排序。