

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7638291号
(P7638291)

(45)発行日 令和7年3月3日(2025.3.3)

(24)登録日 令和7年2月20日(2025.2.20)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全19頁)

(21)出願番号	特願2022-549983(P2022-549983)	(73)特許権者	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 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2 High Tech Campus 5 2 , 5 6 5 6 AG Eindhoven , N etherlands
(86)(22)出願日	令和3年2月3日(2021.2.3)	(74)代理人	110001690 弁理士法人M&Sパートナーズ
(65)公表番号	特表2023-513970(P2023-513970 A)	(72)発明者	クリシュナン カルティク 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 最終頁に続く
(43)公表日	令和5年4月4日(2023.4.4)		
(86)国際出願番号	PCT/EP2021/052462		
(87)国際公開番号	WO2021/165037		
(87)国際公開日	令和3年8月26日(2021.8.26)		
審査請求日	令和6年1月31日(2024.1.31)		
(31)優先権主張番号	20167678.0		
(32)優先日	令和2年4月2日(2020.4.2)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		
(31)優先権主張番号	62/978,991		
(32)優先日	令和2年2月20日(2020.2.20)		
	最終頁に続く		

(54)【発明の名称】 胎児心臓評価のための方法及びシステム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

胎児心臓の生体計測パラメータを導出するためのシステムの作動方法であって、前記システムは、プロセッサを含み、前記方法は、
前記プロセッサが、胎児心臓を含む関心領域の複数の超音波画像を取得するステップと、
前記プロセッサが、前記複数の超音波画像を事前に定義された臨床ビューと、前記事前に定義された臨床ビューに関連する超音波画像のグループとを比較して一致するよう少なくとも1つの心周期を表す超音波画像のグループを選択するステップと、
前記プロセッサが、前記超音波画像のグループのうちの一つの超音波画像内の前記胎児心臓の解剖学的ランドマークを検出するステップと、
前記プロセッサが、前記超音波画像のグループ全体で前記胎児心臓の前記解剖学的ランドマークを検出又は追跡するステップと、
前記プロセッサが、前記超音波画像のグループのうちの一つ又は複数の超音波画像から、検出又は追跡された前記解剖学的ランドマークに基づいて、前記胎児心臓の生体計測パラメータを導出するステップと、
を含む、方法。

【請求項2】

前記解剖学的ランドマークを追跡するステップは、
前記プロセッサが、前記胎児心臓のダイナミック動きモデルを用いて、前記超音波画像内の解剖学的ランドマークを自動的に検出するステップと、

前記プロセッサが、前記胎児心臓のダイナミック動きモデルを用いて、前記超音波画像のグループ全体で前記解剖学的ランドマークを検出及び追跡するステップと、
を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記複数の超音波画像は、

2 D 超音波画像を含み、前記ダイナミック動きモデルの追跡ポイントが画像から導出される、又は

3 D 超音波画像を含み、前記ダイナミック動きモデルの前記追跡ポイントがボリュームから導出され、

前記追跡ポイントは前記解剖学的ランドマークに対応する、

請求項 2 に記載の方法。

10

【請求項 4】

前記方法は、前記プロセッサが、複数の解剖学的ランドマークを検出するステップと、前記プロセッサが、前記超音波画像のグループ全体で前記複数の解剖学的ランドマークを追跡するステップと、前記プロセッサが、前記複数の追跡された解剖学的ランドマークに基づいて前記胎児心臓の生体計測パラメータを導出するステップと、を含む、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記複数の超音波画像は 2 D 超音波画像であり、前記方法は、前記プロセッサが、前記複数の追跡された解剖学的ランドマークに基づいて 3 D 生体計測パラメータを導出するステップを含む、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記事前に定義された臨床ビューは、

腹部ビュー、

4 チャンバビュー、

左室流出路ビュー、

右室流出路ビュー、

3 血管ビュー、

3 血管気管ビュー、

大動脈弓ビュー、及び

動脈管弓ビュー、

のうちの 1 つ又は複数を含む、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の方法。

30

【請求項 7】

前記事前に定義された臨床ビューは、複数のビューを含む、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記方法は、前記プロセッサが、前記心周期の共通の時点における前記複数のビューの各々について 2 D 超音波画像にブックマークするステップを含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記方法は、前記プロセッサが、導出した前記生体計測パラメータに基づいて、関心の超音波画像にブックマークするステップをさらに含む、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の方法。

40

【請求項 10】

前記方法は、前記プロセッサが、導出した前記生体計測パラメータに基づいて、関心の超音波画像のシネループにブックマークするステップをさらに含む、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

前記生体計測パラメータは、

腹部パラメータ、

胸部パラメータ、

50

心房パラメータ、
心室パラメータ、
動脈パラメータ、
壁パラメータ、及び
弁パラメータ、

のうちの1つ又は複数から導出される、請求項1から10のいずれか一項に記載の方法。

【請求項12】

前記方法は、

前記プロセッサが、前記解剖学的ランドマークにドップラゲートを配置するための、前記超音波画像のグループにおける一つの超音波画像内のゲート位置を識別するステップと、

10

前記プロセッサが、前記解剖学的ランドマークに基づいて、前記超音波画像のグループ全体で前記ゲート位置を追跡するステップと、

前記プロセッサが、追跡された前記ゲート位置に前記ドップラゲートを自動的に位置決めするステップと、

をさらに含む、請求項1から11のいずれか一項に記載の方法。

【請求項13】

前記方法は、前記プロセッサが、前記超音波画像のグループから自動Mモードデータ収集を実行するステップをさらに含み、前記自動Mモードデータ収集を実行するステップは、前記プロセッサが、追跡された解剖学的構造に基づいて自動的に前記超音波画像のグループにビームラインの1つ又は複数のセットを定義するステップと、

20

前記プロセッサが、前記ビームラインに沿ってMモードデータを収集するステップと、前記プロセッサが、前記心周期全体で追跡された解剖学的特徴に基づいて、解剖学的位置で前記ビームラインを追跡するステップと、

を含む、請求項1から12のいずれか一項に記載の方法。

【請求項14】

胎児心臓の生体計測パラメータを導出するためのシステムであって、前記システムは、プロセッサを含み、前記プロセッサは、

胎児心臓を含む関心領域の複数の超音波画像を取得することと、

前記複数の超音波画像を事前に定義された臨床ビューと、前記事前に定義された臨床ビューに関連する超音波画像のグループとを比較して一致するような少なくとも一つの心周期を表す超音波画像のグループを選択することと、

30

前記超音波画像のグループにおいて前記胎児心臓の解剖学的ランドマークを検出することと、

前記超音波画像のグループ全体で前記胎児心臓の前記解剖学的ランドマークを追跡することと、

追跡された前記解剖学的ランドマークに基づいて、前記胎児心臓の生体計測パラメータを導出することと、

を実行する、システム。

【請求項15】

コンピュータプログラムコードを含むコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムコードは、前記コンピュータプログラムが請求項14に記載のシステムのプロセッサ上で実行されると、請求項1から13のいずれか一項に記載の方法を実施させる、コンピュータプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、胎児超音波イメージングの分野に関し、より具体的には胎児心臓超音波評価の分野に関する。

【背景技術】

【0002】

50

先天性心疾患（CHD）は、生児出生の約1%に影響を及ぼす一般的な疾患であり、すべての先天性疾患の約1/3を占めている。胎児超音波スクリーニングは、世界中の妊娠18～24週のすべての妊婦に推奨されており、胎児の心臓の、少なくとも5つ、また、最大で8つの推奨されるスクリーニングビューを提供する。胎児心臓は複雑な構造であり、異常を探るために、推奨されるビューには、胎児心臓の構造及び機能を理解するためのBモード（グレースケール）、ドップラー（カラー）の両方とMモード超音波とが伴う。

【0003】

CHDは、胎児期には無症候である場合があるが、出生後には大幅な罹患率及び死亡率を引き起こし、出生時欠陥を持って生まれる新生児における乳児死亡の主な原因を示している。CHDが早期に診断されるほど、出生時の転帰及び治療オプションがより良くなる。また、特定のCHD病変に対する子宮内治療（HLHSに対する子宮内大動脈弁形成術など）がますます利用可能かつ効果的になってきており、胎児の健康を大幅に向上させることができる。これらの潜在的な利点はすべて、CHDの正確な出生前診断に依存する。地域社会におけるCHDの出生前診断率は、出生前超音波が普遍的である地域においても30～50%である。

【0004】

この診断ギャップの主な理由は、小さくて高速に拍動する胎児心臓によって提示される診断課題に起因して、胎児心臓画像を解釈するための専門知識が不十分であり、介護者の間では先天性心疾患への露出が比較的少ないからである。心疾患の徴候は、しばしば微妙であり、慎重な絞った検査が必要となる。胎児心臓の評価は、18週及び22週目の在胎期間に定期的に実施されるが、いくつかの種類の先天性心疾患が妊娠初期の段階でも認識される場合があり、また、他のCHDは後で出現又は検出される場合がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、出生前超音波検査において、CHDをより正確に特定して評価する手段が必要である。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、特許請求の範囲によって規定される。

【0007】

本発明の態様による例によれば、胎児心臓の生体計測パラメータを導出するための方法が提供される。この方法は、

胎児心臓を含む関心領域の複数の超音波画像を取得するステップと、

複数の超音波画像を事前に定義された臨床ビューと比較するステップと、

比較に基づいて、事前に定義された臨床ビューに関連する超音波画像のグループを選択するステップであって、超音波画像のグループは、少なくとも1つの心周期を表す、選択するステップと、

超音波画像のグループのうちの一つの超音波画像内に胎児心臓の解剖学的ランドマークを検出するステップと、

超音波画像のグループ全体で胎児心臓の解剖学的ランドマークを検出又は追跡するステップと、

超音波画像のグループのうちの一つ又は複数の超音波画像から、検出又は追跡された解剖学的ランドマークに基づいて、胎児心臓の生体計測パラメータを導出するステップとを含む。

【0008】

この方法は、胎児心臓の生体計測パラメータを正確に評価する手段を提供する。

【0009】

胎児の心臓は、通常、その動きやばらつきが大きいことにより、検査が困難である。

【0010】

10

20

30

40

50

完全な心周期で所望の臨床ビューに対応する超音波画像のグループを自動的に選択し、その画像のグループ全体で解剖学的ランドマークを追跡することによって、胎児心臓の生体計測パラメータを正確に導出することが可能である。

【 0 0 1 1 】

一実施形態では、解剖学的ランドマークを追跡するステップは、胎児心臓のダイナミックモデルを用いて、超音波画像内の解剖学的ランドマークを自動的に検出するステップと、

胎児心臓のダイナミック動きモデルを用いて、超音波画像のグループ全体で解剖学的ランドマークを検出及び追跡するステップとを含む。

【 0 0 1 2 】

このようにして、解剖学的ランドマークを点精度で追跡できるため、導出された生体計測パラメータの精度が向上される。

【 0 0 1 3 】

さらなる実施形態では、複数の超音波画像は、

2 D超音波画像を含み、ダイナミック動きモデルの追跡ポイントは画像から導出される、又は

3 D超音波画像を含み、ダイナミック動きモデルの追跡ポイントはボリュームから導出される。

【 0 0 1 4 】

一実施形態では、この方法は、複数の解剖学的ランドマークを検出するステップと、超音波画像のグループ全体で複数の解剖学的ランドマークを追跡するステップと、複数の追跡された解剖学的ランドマークに基づいて胎児心臓の生体計測パラメータを導出するステップとを含む。

【 0 0 1 5 】

複数の解剖学的ランドマークを追跡することによって、より高い精度で様々な生体計測パラメータを導出できる。

【 0 0 1 6 】

一実施形態では、複数の超音波画像は2 D超音波画像であり、方法は、複数の追跡された解剖学的ランドマークに基づいて3 D生体計測パラメータを導出するステップを含む。

【 0 0 1 7 】

このようにして、心室ボリュームなどの3 D生体計測パラメータを、2 D超音波画像から正確に導出できる。

【 0 0 1 8 】

一実施形態では、事前に定義された臨床ビューは、

腹部ビュー、

4チャンバビュー、

左室流出路ビュー、

右室流出路ビュー、

3血管ビュー、

3血管気管ビュー、

大動脈弓ビュー、及び

動脈管弓ビューのうちの1つ又は複数を含む。

【 0 0 1 9 】

一実施形態では、事前に定義された臨床ビューは、複数のビューを含む。

【 0 0 2 0 】

さらなる実施形態では、方法は、心周期の共通の時点における複数のビューの各々について2 D超音波画像にブックマークするステップを含む。

【 0 0 2 1 】

このようにして、所定の2 D超音波スキャンから、複数の異なるビュープレーンから心周期の同じ時点における胎児心臓を見ることができる。

10

20

30

40

50

【0022】

一実施形態では、方法は、導出した生体計測パラメータに基づいて、関心の超音波画像にブックマークするステップをさらに含む。

【0023】

このようにして、生体計測パラメータに関連する画像を参照用にブックマークできる。

【0024】

一実施形態では、方法は、導出した生体計測パラメータに基づいて、関心の超音波画像のシネループにブックマークするステップをさらに含む。

【0025】

このようにして、生体計測パラメータに関連する一連の画像（例えば、4チャンバビューといった所与のビューの1つの心周期又は一心周期のすべての関連ビュー）を参照用にブックマークすることができる。

10

【0026】

一実施形態では、生体計測パラメータは、

腹部パラメータ、

胸部パラメータ、

心房パラメータ、

心室パラメータ、

動脈パラメータ、

壁パラメータ、及び

弁パラメータ、のうちの1つ又は複数から導出される。

20

【0027】

一実施形態では、方法は、

ドップラーゲートを配置するための、超音波画像のグループにおける一つの超音波画像内のゲート位置を識別するステップと、

解剖学的ランドマークに基づいて、超音波画像のグループ全体でゲート位置を追跡するステップと、

追跡されたゲート位置にドップラーゲートを自動的に位置決めするステップとをさらに含む。

【0028】

30

このようにして、胎児心臓のカラードップラーデータを自動的に取得できる。例えば、ドップラーゲートが正しい弁又は中隔内に留まることを確実にするために、心臓の弁又は中隔を画像のグループ全体で追跡する。例えば、心室中隔にゲートを配置して、中隔にある穴による左室と右室との間の血流を直接評価できる。

【0029】

一実施形態では、方法は、超音波画像のグループから自動Mモードデータ収集を実行するステップをさらに含み、自動Mモードデータ収集を実行するステップは、

追跡された解剖学的構造に基づいて自動的に超音波画像のグループにビームラインの1つ又は複数のセットを定義するステップと、

ビームラインに沿ってMモードデータを収集するステップと、

40

心周期全体で追跡された解剖学的特徴に基づいて、解剖学的位置でビームラインを追跡するステップとを含む。

【0030】

このようにして、所与の解剖学的位置の所与のラインに沿った移動に関連する正確なデータを、さらなる解析のために取得できる。例えば、Mモードデータによって不整脈を識別できる。

【0031】

本発明の態様による例によれば、コンピュータプログラムコードを含むコンピュータプログラムが提供される。コンピュータプログラムコードは、該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されると、上記の方法を実施させる。

50

【 0 0 3 2 】

本発明の態様による例によれば、胎児心臓の生体計測パラメータを導出するためのシステムが提供される。このシステムは、プロセッサを含み、該プロセッサは、

関心領域の複数の超音波画像を取得することであって、関心領域は胎児心臓を含む、取得することと、

複数の超音波画像を事前に定義された臨床ビューと比較することと、

比較に基づいて、事前に定義された臨床ビューに関連する超音波画像のグループを選択することであって、超音波画像のグループは、少なくとも1つの心周期を表す、選択することと、

超音波画像のグループにおいて胎児心臓の解剖学的ランドマークを検出することと、

超音波画像のグループ全体で胎児心臓の解剖学的ランドマークを追跡することと、

追跡された解剖学的ランドマークに基づいて、胎児心臓の生体計測パラメータを導出することとを実行する。

10

【 0 0 3 3 】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施形態から明らかになり、また、当該実施形態を参照して説明される。

【 0 0 3 4 】

本発明の例について、添付の図面を参照して詳細に説明する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 5 】

【 図 1 】 一般的な動作を説明するために超音波診断イメージングシステムを示す。

【 図 2 】 本発明の方法を示す。

【 図 3 】 収縮末期の胎児心臓の第 1 の超音波画像と拡張末期の第 2 の超音波画像とを示す。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 6 】

本発明は、図を参照して説明される。

【 0 0 3 7 】

詳細な説明及び具体的な例は、装置、システム、及び方法の模範的な実施形態を示しているが、説明のみを目的としたものであり、発明の範囲を限定することを意図したものではないことが理解されるべきである。本発明の装置、システム、及び方法のこれらの及び他の特徴、態様並びに利点は、次の説明、添付の特許請求の範囲、及び添付の図面からよりよく理解されるようになるであろう。図は単なる概略図であり、縮尺どおりに描かれていないことが理解されるべきである。また、図全体で同じ参照番号を使用して、同じ部分又は類似の部品を示すことが理解されるべきである。

20

30

【 0 0 3 8 】

本発明は、胎児心臓の生体計測パラメータを導出するための方法を提供する。この方法は、関心領域の複数の超音波画像を取得するステップであって、関心領域は胎児心臓を含む、取得するステップと、複数の超音波画像を事前に定義された臨床ビューと比較するステップとを含む。事前に定義された臨床ビューに関連する超音波画像のグループは、比較に基づいて選択される。超音波画像のグループは、少なくとも1つの心周期を表す。

40

【 0 0 3 9 】

胎児心臓の解剖学的ランドマークが、超音波画像のグループのうちの一つの超音波画像内で検出され、胎児心臓の解剖学的ランドマークは、超音波画像のグループ全体で検出又は追跡される。次に、超音波画像のグループのうちの一つ又は複数の超音波画像から検出又は追跡された解剖学的ランドマークに基づいて、胎児心臓の生体計測パラメータが決定される。

【 0 0 4 0 】

胎児児頭大横径 (B P D)、頭殿長さ (C R L)、頭囲 (H C)、腹囲 (A C)、及び大腿骨長 (F L) などの様々な超音波測定値を使用して胎児の在胎期間 (G A) を推定できる。これらの測定値はすべて、物理的な成長 (質量又は割合) に基づいており、これは

50

、遺伝的変異（例えば、胎児の頭の大きさ及び形状）、性別、及び胎児の成長過程における固有のばらつきの影響を受ける。胎児心エコー図から導出される胎児心拍数及び胎児心臓弁距離をGAを推定するための代替手段として使用してもよく、また、CRLと関連することが示されている。

【0041】

胎児心エコー図は、心構造及び心機能の詳細な評価であり、通常、最大8つの推奨ビューを使用する胎児心臓の逐次セグメント解析を伴う。推奨ビューには以下のものが含まれる：(a) 腹部ビュー (ABDO)、(b) 4チャンバビュー (4C)、(c) 左室流出路 (LVOT)、(d) 右室流出路 (RVOT)、(e) 3血管ビュー (3VV)、(f) 3血管気管ビュー (3VT)、(g) 大動脈弓 (AA)、及び(h) 動脈管弓 (DA)。セグメント解析には、胎児の右/左の向きの初期評価が含まれ、その後、以下のセグメントとそれらの関係の評価：内臓/腹部の位置（胃の位置及び心尖部の位置を含む）、心房評価（位置、全身静脈及び肺静脈の接続、静脈解剖学的構造、心房解剖学的構造（中隔を含む）、及び卵円孔を含む）、心室評価（位置、心房接続、心室解剖学的構造（中隔を含む）、相対的及び絶対的サイズ、機能及び心膜を含む）、大動脈評価（大動脈、大肺動脈及び肺動脈分枝、及び動脈管）（気管に対する位置、心室接続、血管サイズ、開存性、及び流量（速度及び方向の両方）を含む）、房室接合部（房室弁（例えば、僧帽弁、三尖弁）の解剖学的構造、サイズ、及び機能を含む）、及び心室動脈接合部評価（半月弁（例えば、大動脈弁及び肺動脈弁）の解剖学的構造、サイズ、及び機能を含む）（肺下部位及び大動脈下部位の両方の評価を含む）が続く。

【0042】

しかしながら、胎児心臓は通常の心エコー手法を使用して測定するのが難しい臓器である。

【0043】

まず、図1を参照して、かつ、本発明は、トランスデューサアレイによって測定された信号の処理に関連していることから、システムの信号処理機能に重点を置いて、模範的な超音波システムの一般的な動作について説明する。

【0044】

このシステムは、超音波を送信し、エコー情報を受信するためのトランスデューサアレイ6を有するアレイトランスデューサプロブ4を含む。トランスデューサアレイ6は、CMUTトランスデューサ、PZT又はPVDfといった材料から形成される圧電トランスデューサ、又は任意の他の適切なトランスデューサ技術を含み得る。この例では、トランスデューサアレイ6は、関心領域の2D平面又は3次元ボリュームのいずれかをスキャンできるトランスデューサ8の2次元アレイである。別の例では、トランスデューサアレイは1Dアレイであってもよい。

【0045】

トランスデューサアレイ6は、トランスデューサ素子による信号の受信を制御するマイクロビームフォーマ12に結合されている。マイクロビームフォーマは、米国特許第5,997,479号 (Savord他)、第6,013,032号 (Savord)、及び第6,623,432号 (Powers他) に説明されているように、トランスデューサのサブアレイ（一般的に「グループ」又は「パッチ」と呼ばれる）によって受信された信号の、少なくとも部分的なビームフォーミングが可能である。

【0046】

マイクロビームフォーマは完全にオプションであることに留意すべきである。さらに、このシステムは、送信/受信 (T/R) スイッチ16を含む。このスイッチ16に、マイクロビームフォーマ12が結合可能であり、アレイを送信モードと受信モードとの間で切り替える。また、マイクロビームフォーマが使用されず、トランスデューサアレイがメインシステムビームフォーマによって直接操作される場合に、高エネルギー送信信号からメインビームフォーマ20を保護する。トランスデューサアレイ6からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ16及びメイン送信ビームフォーマ（図示せず）によってマイクロ

ビームフォーマに結合されたトランスデューサコントローラ 18 によって指示される。トランスデューサコントローラ 18 は、ユーザインターフェース又はコントロールパネル 38 のユーザ操作から入力を受け取る。コントローラ 18 は、送信モード中にアレイ 6 のトランスデューサ素子を（直接又はマイクロビームフォーマ経由で）駆動するように配置された送信回路を含む。

【 0 0 4 7 】

一般的なライン・バイ・ラインイメージングシーケンスでは、プローブ内のビームフォーミングシステムは次のように動作する。送信中は、ビームフォーマ（実装形態によってマイクロビームフォーマか又はメインシステムビームフォーマであり得る）がトランスデューサアレイ、又はトランスデューサアレイのサブアパーチャを作動させる。サブアパーチャは、トランスデューサの 1 次元ラインか、又はより大きなアレイ内のトランスデューサの 2 次元パッチであり得る。送信モードでは、アレイ又はアレイのサブアパーチャによって生成される超音波ビームのフォーカシング及びステアリングは、以下のように制御される。

10

【 0 0 4 8 】

被検者から後方散乱エコー信号を受信すると、受信信号は、受信信号を整列させるために、ビームフォーミングを経る（以下で説明）。また、サブアパーチャが使用される場合、サブアパーチャは、例えば、1 トランスデューサ素子ずつシフトされる。次に、シフトされたサブアパーチャを作動させ、トランスデューサアレイのすべてのトランスデューサ素子が作動されるまでプロセスが繰り返される。

20

【 0 0 4 9 】

各ライン（又はサブアパーチャ）について、最終的な超音波画像の関連するラインを形成するために使用される受信信号の合計は、受信期間中に所与のサブアパーチャのトランスデューサ素子によって測定された電圧信号の和になる。以下のビームフォーミングプロセスの後にもたらされるライン信号は、通常、無線周波数（RF）データと呼ばれる。様々なサブアパーチャによって生成された各ライン信号（RF データセット）は、追加の処理を経て、最終的な超音波画像のラインが生成される。時間の経過に伴うライン信号の振幅の変化は、深度に伴う超音波画像の輝度の変化に寄与し、高振幅ピークが最終画像の明るいピクセル（又はピクセルの集合）に対応する。ライン信号の始まり付近に現れるピークは、浅い構造からのエコーを表すが、ライン信号の後半に徐々に現れるピークは、被検者内の深度が増加している構造からのエコーを表す。

30

【 0 0 5 0 】

トランスデューサコントローラ 18 によって制御される機能の 1 つは、ビームがステアリングかつフォーカシングされる方向である。ビームは、トランスデューサアレイからまっすぐに前に（トランスデューサアレイに直交して）ステアリングすることも、より広い視野を得るために異なる角度でステアリングすることもできる。送信ビームのステアリング及びフォーカシングは、トランスデューサ素子の作動時間に依りて制御される。

【 0 0 5 1 】

一般的な超音波データ取得は、平面波イメージングと「ビームステアリングされた」イメージングとの 2 つの方法に分類される。この 2 つの方法は、送信モード（「ビームステアリングされた」イメージング）及び/又は受信モード（平面波イメージング及び「ビームステアリングされた」イメージング）でのビームフォーミングの有無によって分類される。

40

【 0 0 5 2 】

最初にフォーカシング機能を見ると、すべてのトランスデューサ素子を同時に作動させることによって、トランスデューサアレイは、被検者を通過するにつれて発散する平面波を生成する。この場合、超音波ビームはフォーカスされていないままである。位置に依存する時間遅延をトランスデューサの作動に導入することによって、ビームの波面を、焦点ゾーンと呼ばれる所望の点に収束させることが可能である。焦点ゾーンは、ビームの横幅が送信ビーム幅の半分未満である点として定義される。このようにして、最終的な超音波

50

画像の横方向の解像度が向上される。

【 0 0 5 3 】

例えば、時間遅延によってトランスデューサ素子が連続して作動される（最も外側の素子から始まり、トランスデューサアレイの中心素子で終わる）と、中心素子に沿ってプローブから所与の距離に焦点ゾーンが形成される。焦点ゾーンのプローブからの距離は、その後のトランスデューサ素子作動の各ラウンド間の時間遅延によって異なる。ビームは、焦点ゾーンを通過した後、発散し始め、遠距離場イメージング領域が形成される。トランスデューサアレイの近くにある焦点ゾーンでは、超音波ビームは遠距離場において速く発散し、最終画像内のビーム幅アーチファクトにつながることに留意されたい。典型的に、トランスデューサアレイと焦点ゾーンとの間にある近距離場は、超音波ビームの大きなオーバラップに起因して、ほとんど詳細を示さない。したがって、焦点ゾーンの位置を変化させることは、最終画像の品質の大幅な変化につながる。

10

【 0 0 5 4 】

送信モードでは、超音波画像が複数の焦点ゾーン（各々、異なる送信焦点を有し得る）に分割されていない限り、焦点は1つだけ定義されることに留意されたい。

【 0 0 5 5 】

さらに、被検者内からエコー信号を受信すると、受信フォーカシングを実行するために上記のプロセスの逆を実行することもできる。つまり、入来信号は、トランスデューサ素子によって受信され、信号処理のためにシステムに渡される前に、電子的な時間遅延を受ける。この最も単純な例は、遅延和ビームフォーミングと呼ばれる。トランスデューサアレイの受信フォーカスを時間の関数としてダイナミックに調整することができる。

20

【 0 0 5 6 】

次に、ビームステアリングの機能を見ると、トランスデューサ素子に時間遅延を正しく適用することで、トランスデューサアレイから離れるときに超音波ビームに所望の角度を与えることができる。例えば、トランスデューサアレイの第1の側のトランスデューサを作動させてから、順に残りのトランスデューサを作動させてアレイの反対側で終わると、ビームの波面が第2の側に向かって傾斜する。トランスデューサアレイの法線に対するステアリング角度の大きさは、その後のトランスデューサ素子の作動間の時間遅延の大きさによって異なる。

【 0 0 5 7 】

さらに、ステアリングされたビームをフォーカスすることも可能であり、この場合、各トランスデューサ素子に適用される時間遅延の合計は、フォーカシング時間遅延とステアリング時間遅延の両方の和である。この場合、トランスデューサアレイはフェーズドアレイと呼ばれる。

30

【 0 0 5 8 】

作動にDCバイアス電圧を必要とするCMUTトランスデューサの場合、トランスデューサコントローラ18は、トランスデューサアレイのDCバイアスコントロール45を制御するために結合される。DCバイアスコントロール45は、CMUTトランスデューサ素子に印加されるDCバイアス電圧を設定する。

【 0 0 5 9 】

トランスデューサアレイの各トランスデューサ素子について、アナログ超音波信号（通常はチャンネルデータと呼ばれる）が、受信チャンネルを介してシステムに入る。受信チャンネルでは、部分的にビームフォーミングされた信号が、マイクロビームフォーマ12によってチャンネルデータから生成され、メイン受信ビームフォーマ20に渡される。ここで、トランスデューサの個々のパッチからの部分的にビームフォーミングされた信号は完全にビームフォーミングされた信号（無線周波数（RF）データと呼ばれる）に合成される。各段階で実行されるビームフォーミングは、上記のように行われても、追加の機能を含んでもよい。例えば、メインビームフォーマ20には128個のチャンネルがあり、各々が数十又は数百のトランスデューサ素子からなるパッチから部分的にビームフォーミングされた信号を受信する。このようにして、トランスデューサアレイの数千ものトランスデュー

40

50

サによって受信される信号は、単一のビームフォーミングされた信号に効率的に寄与する。

【 0 0 6 0 】

ビームフォーミングされた受信信号は、信号プロセッサ 2 2 に結合される。信号プロセッサ 2 2 は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I 及び Q 成分の分離、及び高調波信号分離（組織及びマイクロバブルから返される非線形（基本周波数のより高い高調波）エコー信号の識別を可能にするために、線形信号と非線形信号とを分離する）など、様々なやり方で受信したエコー信号を処理する。また、信号プロセッサは、スペックルの低減、信号複合、及びノイズ除去などの追加の信号強調を実行してもよい。信号プロセッサのバンドパスフィルタはトラッキングフィルタであり、エコー信号が増加する深度から受信されるにつれて、より高い周波数帯域からより低い周波数帯域にパスバンドがスライドする。これにより、通常は解剖学的情報がない深い深度からの高周波数のノイズを拒絶する。

10

【 0 0 6 1 】

送信及び受信用のビームフォーマは、異なるハードウェアに実装され、異なる機能を有することができる。当然ながら、受信器ビームフォーマは、送信ビームフォーマの特性を考慮する。図 1 は、分かりやすくするために、受信器ビームフォーマ 1 2、2 0 のみを示している。システム全体では、送信マイクロビームフォーマ及びメイン送信ビームフォーマを有する送信チェーンもある。

【 0 0 6 2 】

マイクロビームフォーマ 1 2 の機能は、アナログ信号経路の数を減らすために、信号の初期合成を提供することである。これは通常、アナログドメインで実行される。

20

【 0 0 6 3 】

最終ビームフォーミングは、メインビームフォーマ 2 0 において行われ、通常はデジタル化後に行われる。

【 0 0 6 4 】

送信チャンネル及び受信チャンネルでは、固定の周波数帯域を有する同じトランスデューサアレイ 6 を使用する。しかしながら、送信パルスが占有する帯域幅は、使用する送信ビームフォーミングによって異なる場合がある。受信チャンネルは、トランスデューサの帯域幅全体をキャプチャできる（従来のアプローチ）か、又は、バンドパス処理を使用することによって、所望の情報（例えば、主高調波の高調波）を含む帯域幅のみを抽出できる。

30

【 0 0 6 5 】

次に、RF 信号は、B モード（即ち、輝度モード、又は 2 D イメージングモード）プロセッサ 2 6 及びドップラープロセッサ 2 8 に結合される。B モードプロセッサ 2 6 は、臓器組織や血管などの体内構造のイメージングのために、受信した超音波信号で振幅検出を実行する。ライン・バイ・ラインイメージングの場合、各ライン（ビーム）は、関連する RF 信号によって表され、その振幅を使用して、B モード画像のピクセルに割り当てられる輝度値を生成する。画像内のピクセルの正確な位置は、RF 信号に沿った関連する振幅測定的位置と RF 信号のライン（ビーム）番号とによって決定される。このような構造の B モード画像は、高調波モード若しくは基本画像モード、又は米国特許第 6, 2 8 3, 9 1 9 号（Roundhill 他）及び米国特許第 6, 4 5 8, 0 8 3 号（Jago 他）で説明されているように両方の組み合わせで形成される。ドップラープロセッサ 2 8 は、画像フィールド内の血液細胞の流れといった動く物質の検出のために、組織の動き及び血流から生じる時間的に異なる信号を処理する。ドップラープロセッサ 2 8 は通常、体内の選択されたタイプの材料から返されたエコーを通過又は拒否するようにパラメータが設定されたウォールフィルタを含む。

40

【 0 0 6 6 】

B モードプロセッサ及びドップラープロセッサによって生成される構造信号及び動き信号は、スキャンコンバータ 3 2 及びマルチプラナリフォーマッタ 4 4 に結合される。スキャンコンバータ 3 2 は、エコー信号を、それらを受け取った元の空間的關係で所望の画像フォーマットで配置する。つまり、スキャンコンバータは、RF データを円筒座標系か

50

ら、画像ディスプレイ40に超音波画像を表示するのに適した直交座標系に変換するように作動する。Bモードイメージングの場合、所与の座標におけるピクセルの輝度は、その位置から受信したRF信号の振幅に比例する。例えば、スキャンコンバータは、エコー信号を2次元(2D)セクタ型フォーマット、又はピラミッド型3次元(3D)画像に配置できる。スキャンコンバータは、Bモード構造画像上に、画像フィールド内の点(ドップラー推定された速度が所与のカラーを生成する場所)における動きに対応するカラーをオーバーレイする。合成されたBモード構造画像及びカラードップラー画像は、構造的画像フィールド内の組織の動き及び血流を記述する。マルチプレーナリフォーマッタは、米国特許第6,443,896号(Detmer)に説明されているように、体のボリュームトリック領域内の共通平面内の点から受け取ったエコーをその平面の超音波画像に変換する。ボリュームレンダラ42が、米国特許第6,530,885号(Entrekin他)に説明されているように、3Dデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。

10

【0067】

2D又は3D画像は、スキャンコンバータ32、マルチプレーナリフォーマッタ44、及びボリュームレンダラ42から画像プロセッサ30に、画像ディスプレイ40に表示するためのさらなる増強調、バッファリング、及び一時的保存のために結合される。イメージングプロセッサは、例えば、強い減衰器又は屈折によってもたらされる音響陰影、例えば、弱い減衰器によってもたらされる後方増強、例えば、非常に反射性の高い組織界面が近接している残響アーチファクトなどの特定のイメージングアーチファクトを最終超音波画像から除去するように適応される。さらに、画像プロセッサは、最終超音波画像のコントラストを向上させるために、特定のスペックル低減機能を操るように適応される。

20

【0068】

イメージングに使用されることに加えて、ドップラープロセッサ28によって生成される血流値とBモードプロセッサ26によって生成される組織構造情報とが定量化プロセッサ34に結合される。定量化プロセッサは、臓器の大きさや在胎期間などの構造的測定値に加えて、血流のボリュームレートなどの様々な流量条件の評価基準を生成する。定量化プロセッサは、測定を行う画像の解剖学的構造内の点など、ユーザコントロールパネル38から入力を受け取る。

【0069】

定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ40の画像とともに測定グラフィックス及び値を再現するために、かつディスプレイデバイス40からのオーディオ出力のために、グラフィックスプロセッサ36に結合される。グラフィックスプロセッサ36はまた、超音波画像とともに表示するためのグラフィックオーバーレイを生成する。これらのグラフィックオーバーレイには、患者名、画像の日時、イメージングパラメータなどの標準的な識別情報を含めることができる。このために、グラフィックスプロセッサは、患者名などの入力をユーザインターフェース38から受信する。ユーザインターフェースは送信コントローラ18にも結合されて、トランスデューサアレイ6からの超音波信号、したがって、トランスデューサアレイ及び超音波システムによって生成される画像の生成を制御する。コントローラ18の送信制御機能は、実行される機能のうちの1つにすぎない。コントローラ18はまた、(ユーザによって与えられる)動作モードと、受信器のアナログ-デジタル変換器内の必要な送信器構成及びバンドパス構成とを考慮する。コントローラ18は、固定状態を有するステートマシンであることも可能である。

30

40

【0070】

ユーザインターフェースはまた、複数のマルチプレーナリフォーマットされた(MPR)画像の平面を選択及び制御するためのマルチプレーナリフォーマッタ44にも結合されている。これらの画像は、MPR画像の画像フィールドで定量化された評価基準を実行するために使用される。

【0071】

図2は、胎児心臓の生体計測パラメータを導出するための方法100を示している。

50

【 0 0 7 2 】

この方法は、ステップ 1 1 0 において、関心領域の複数の超音波画像を取得することによって開始する。関心領域は胎児心臓を含む。超音波画像は、2 D 超音波画像及び / 又は 3 D 超音波画像を含み得る。

【 0 0 7 3 】

ステップ 1 2 0 において、複数の超音波画像が事前に定義された臨床ビューと比較される。前述のように、典型的な胎児心エコー図では様々な異なる臨床ビューが考慮される。例えば、事前に定義された臨床ビューは、腹部ビュー、4 チャンバビュー、左室流出路ビュー、右室流出路ビュー、3 血管ビュー、3 血管気管ビュー、大動脈弓ビュー、及び動脈管弓ビューのうちの 1 つ又は複数を含む。

10

【 0 0 7 4 】

ステップ 1 3 0 において、比較に基づいて、事前に定義された臨床ビューに関連する超音波画像のグループが選択される。超音波画像のグループは、少なくとも 1 つの心周期を表す。

【 0 0 7 5 】

超音波画像のグループは、事前に定義された臨床ビューにできるだけ一致するように選択される。特定の事前に定義された臨床ビューでは、正確であるために胎児心臓が心周期の所与の時点にある必要があるため、超音波画像のグループは、胎児心臓の少なくとも 1 つの心周期をカバーするように選択される。例えば、正確な 4 チャンバビューでは、心臓弁が閉じている必要がある。

20

【 0 0 7 6 】

ステップ 1 4 0 において、胎児心臓の解剖学的ランドマークが超音波画像のグループのうちの一つの超音波画像内で検出される。

【 0 0 7 7 】

例えば、解剖学的ランドマークは、胎児心臓のビューの姿勢点 (2 D 画像では重要点とも呼ばれる) のモデルに基づいて識別される。所与の臨床ビューのための心周期の所望の時点は、姿勢点をリアルタイムで追跡することによって、超音波画像のグループから選択される。姿勢点に関連する解剖学的ランドマークには、例えば、大動脈弓及び動脈管弓、下大静脈及び上大静脈、気管などがある。さらに、複数の解剖学的ランドマークを考慮して、超音波画像内で検出することもできる。

30

【 0 0 7 8 】

ステップ 1 5 0 において、超音波画像のグループ全体で胎児心臓の解剖学的ランドマークが検出又は追跡される。

【 0 0 7 9 】

解剖学的ランドマークの追跡は、例えば、胎児心臓のダイナミックモデルを用いて超音波画像内の解剖学的ランドマークを自動的に検出し、胎児心臓のダイナミック動きモデルを用いて超音波画像のグループ全体で解剖学的ランドマークを検出及び追跡することによって実行される。

【 0 0 8 0 】

ダイナミックモデルの例では、モデルは、B モード超音波データから直接心周期を推定し、不整脈などの疾患の検出に使用される。また、ダイナミックモデルを使用して、心臓の動きの後にダイナミックかつ正確にドップラーゲートを自動的に配置及び追跡して、弁、静脈、動脈、中隔、及び卵円孔を検査し、したがって、関連する解剖学的及び機能的異常を検出する可能性がある。ドップラーゲートの配置については、以下でさらに説明する。

40

【 0 0 8 1 】

さらに、ダイナミックモデルの例では、モデルは、機能不全弁、誤った心房での卵円孔の膜のフラッピングなどの機能異常も検出することがある。

【 0 0 8 2 】

ステップ 1 6 0 において、超音波画像のグループのうちの 1 つ又は複数の超音波画像から検出又は追跡された解剖学的ランドマークに基づいて、胎児心臓の生体計測パラメータ

50

が決定される。生体計測パラメータは、腹部パラメータ、胸部パラメータ、心房パラメータ、心室パラメータ、動脈パラメータ、壁パラメータ、及び弁パラメータのうちの1つ又は複数から導出される。

【0083】

この方法は、ライブスキャン中に胎児心臓のフィンガプリントを生成する手段を提供する。フィンガプリントは、ライブ超音波データから胎児心臓の構造のリアルタイムで検出された主要な解剖学的ランドマークから構築される。このようにして、胎児心臓のモデルが構築され、そこから、バイオメトリクス、構造的及び機能的な異常などのいくつかのパラメータが検出される。このモデルを使用して、胎児心臓の所定の超音波スキャン中に、最適なスキャン面及び胎児スクリーニングビューを検出できる。

10

【0084】

この方法は、任意の超音波画像に対して作用できる。例えば、複数の超音波画像は、2D超音波画像を含み、この場合、ダイナミック動きモデルの追跡ポイントは2D画像から導出される。別の例では、複数の超音波画像は、3D超音波画像を含み、この場合、ダイナミック動きモデルの追跡ポイントはボリュームから導出される。

【0085】

図3は、収縮末期（駆出期の終わり）の胎児心臓の第1の超音波画像210と拡張末期（心室充満の終わり）の第2の超音波画像220とを示している。

【0086】

第1及び第2の超音波画像は、本発明の態様に従って、胎児心臓内の解剖学的ランドマークに対応する追跡ポイント230を含む。図3に示す画像では、追跡ポイント230を使用して心軸240が定義されている。これは、胎児心臓からバイオメトリクスを導出するために一般的に使用されている。

20

【0087】

通常の4チャンバ胎児心臓画像の心軸(CAx)は $45^\circ \pm 15^\circ$ になると予測される。この軸は、脊椎から心尖を有する心臓十字までの線として定義される。

【0088】

異常CAxの性質及び胎児心周期におけるCAxシフトは、CHDのタイプによって異なる。Zhao他は、「Cardiac axis shift within the cardiac cycle of normal fetuses and fetuses with congenital heart defect」(Ultrasound in Obstetrics and Gynecology 2014)において、妊娠18~26週において、正常な胎児心臓の平均CAxは、収縮末期で $45.9 \pm 8.5^\circ$ であり、拡張末期で $38.3 \pm 8.4^\circ$ ($P < 0.001$)であることを見出した。この調査において報告されたCHDを患っている胎児の平均CAxは、収縮末期で $53.4 \pm 17.8^\circ$ であり、拡張末期で $47.5 \pm 17.3^\circ$ ($P < 0.001$)であり、平均差は $7.6 \pm 3.2^\circ$ であった。しかしながら、左心低形成症候群及びL型大血管転位など、いくつかの種類CHDでは、CAxは収縮末期よりも拡張末期において大きく、 5° を超える差があった。

30

【0089】

Hornberger他の「Re: Cardiac axis shift within the cardiac cycle of normal fetuses and fetuses with congenital heart defect」(Ultrasound in Obstetrics and Gynecology 2015)において、著者らは、心軸が、収縮末期において対照群間で最も少ないばらつきを示し、また、収縮末期においてCHD患者においてより異常(異常は $< 25^\circ$ 又は $> 65^\circ$ と定義される)であったと結論付けており、収縮末期が心軸を評価する心周期の最適なタイミングである可能性があることを示唆している。この研究では、心臓は拡張期から収縮期に旋回又は揺動すると結論付けている。著者らは、心室の心筋線維及び円周線維の独自の力学特性と、揺動の原因である捻れ力学とを研究し、この挙動をもたらす左心低形成症候

40

50

群の収縮パターンを区別する。

【0090】

弁、尖、及び大動脈の接合部における自動的に追跡されるポイント230を使用して、心周期全体の心臓の動きの力学を定量化し、CHDにおける生体力学的異常の理解を深めることができる。

【0091】

追跡ポイントは、心軸に加えて、心房及び心室の大きさを評価するために使用される。特に、左心房、右心房、僧帽弁接合部、及び三尖弁接合部にある追跡ポイントを使用して、左心房及び右心房の大きさを提供できる。胎児心臓の心房の大きさの定量化を使用して、例えば、右心房拡大を特徴とするエプスタイン(Ebstein)奇形を識別する。同様に、左心室、右心室、僧帽弁接合部、及び三尖弁接合部にある追跡ポイントを使用して、左心室と右心室との相対的な大きさを予測する。これらの大きさはほぼ同じになることが予想される。追跡ポイントは、心周期の関連するすべての位相で追跡される。

10

【0092】

少なくとも1つの心周期全体で心房及び心室の大きさをモニタリングすることによって、心室機能の評価基準を決定することが可能である。これもまた、生体計測パラメータに寄与する。

【0093】

いくつかのアプリケーションでは、3D超音波イメージングが可能ではない場合がある。しかしながら、3D生体計測パラメータを、複数の追跡された解剖学的ランドマークに基づいて、2D超音波画像から依然として導出できる。

20

【0094】

所定の臨床ワークフローでは、シンプソンの公式を使用して2D超音波画像からボリュームが測定される。シンプソンの公式では、各心室スライス断面が円筒状であり、全ボリュームが画像内に存在するすべて円筒の総和であると想定している。次に、これらの測定値は、在胎期間(胎児頭大横径又は胎児の長さの測定値によって決定される)に対してプロットされる。例えば、様々な在胎期間における正規化されたチャートが右心室対左心室比率について存在する。上記の方法は、これらのバイオメトリクス自動推定だけでなく、心周期のすべての位相全体でこれらのバイオメトリクスのより正確な3D近似を提供する。これは、すべてのビュー及び心周期のすべての位相全体で点が追跡されて、より正確な患者固有の形状近似につながることから可能である。

30

【0095】

僧帽弁及び三尖弁を除いて、胎児循環系は、完全には発育していない肺及び肝臓をバイパスするためにシャントを使用する。これらは、心臓の右心房から左心房に血液を移動する卵円孔と、肺動脈から大動脈に血液を移動する動脈管である。CHDを患っている新生児は、持続性卵円孔及び/又は動脈管を呈する場合もある。得られた超音波画像におけるこれらの点を追跡することによって、心軸異常、右心房拡大、心房中隔欠損、AV中隔欠損、総動脈幹、大血管転位、単心室、左室低形成、右心低形成症候群、左心低形成症候群、縮窄、弁膜異常などが、出生前超音波画像において検出される。

【0096】

追跡ポイントとして、弁膜、中隔、及び接合部がリアルタイムで追跡される。この方法は、例えば、卵円孔又は僧帽弁などの任意の所与の解剖学的ランドマークの評価にジャンプするためにユーザインターフェースに自動モードを提供し、また、そこに、これらの姿勢点を追跡することによって、評価のための焦点/深度/事前に設定されたパラメータを設定するための自動化を提供する。これは、経験の少ない超音波検査者、又は、胎児超音波スクリーニングのための検査時間を迅速化するのに役立つ。

40

【0097】

さらに、この方法は、導出した生体計測パラメータに基づいて、関心の超音波画像にブックマークすることを含む。例えば、導出した生体計測パラメータに基づいて、ユーザは、上記パラメータをさらに調査することを望む場合がある。導出した生体計測パラメータ

50

のベースとなる1つ又は複数の画像を自動的にブックマークすることによって、ユーザは、測定値の発生源をよりよく理解する。この方法は、静止超音波画像フレームに加えて、導出した生体計測パラメータに基づいて関心の超音波画像のシネループにブックマークすることをさらに含む。

【0098】

超音波画像は、心周期の同じ時点における複数の異なる臨床ビューについてブックマークされてもよい。追跡ポイント間の相対的距離を計算することによって、モデルを使用して、異なるビューのブックマークのために、心周期における一貫した点が識別される。

【0099】

この方法は、ドップラーゲートを配置するための、超音波画像のグループにおける一つの超音波画像内のゲート位置を識別するステップと、解剖学的ランドマークに基づいて超音波画像のグループ全体でゲート位置を追跡するステップと、追跡されたゲート位置にドップラーゲートを自動的に位置決めするステップとをさらに含む。

10

【0100】

胎児心臓のドップラー評価を使用して、中隔欠損及び弁膜障害が評価される。房室弁をわたる拡張期灌流は、心尖部アプローチ又はベーサルアプローチでのカラードップラー超音波測定を使用して評価される。パルスドップラー超音波を使用して、早期ピーク拡張期速度と心房収縮時の第2のピークを持つ拡張期流速波形の典型的な二相性形状が観察される。この面では、三尖弁でより頻繁に発生する房室弁をわたる逆流が、カラードップラーイメージングを用いて心収縮期に検出される。卵円孔をわたる流れは、4チャンバビューのラテラルアプローチで視覚化される。カラードップラーイメージングは、左心房に入るときの肺静脈の生理学的な右左シャント及び視覚化の確認を提供する。

20

【0101】

上記のドップラー取得では、上記の評価の各々のために、ドップラーゲートを関連位置に配置する必要がある。ゲート位置は、上記の追跡ポイントを使用して自動的に検出できる。例えば、追跡ポイントを使用して、カラードップラーウィンドウを4チャンバビューに配置できる。さらに、追跡ポイントを使用して、パルスドップラーゲートを弁膜に配置して、房室フローを測定することもできる。

【0102】

さらに、この方法は、超音波画像のグループから自動Mモードデータ収集を実行するステップをさらに含む。自動Mモードデータ収集は、追跡された解剖学的構造に基づいて自動的に超音波画像のグループにビームラインの1つ又は複数のセットを定義し、ビームラインに沿ってMモードデータを収集し、心周期全体で追跡された解剖学的特徴に基づいて解剖学的位置でビームラインを追跡することを含む。

30

【0103】

上記のダイナミックモデルは、自動定義のMモードデータ収集に利用される。この場合、心房、心室、左心室を有する左心房、右心室を有する右心房、及び左右の交差など、関連する選択した構造間にラインが描画される。追跡ポイントの既知の解剖学的コンテキストにより、モデルの解剖学的インテリジェンスと組み合わせることで、得られたデータを使用して不整脈を検出し、また、それがどこから来ているかを正確に識別できる。

40

【0104】

上記の方法は、任意の適切な超音波イメージングシステム又は他の処理システムに統合され、これにより、主要な解剖学的ランドマークを識別し、それらをリアルタイムで追跡して、これらの構造の各々の構造的側面及び機能的側面を別個に評価できるようにすることによって、胎児心臓の解析のための心臓のワークフロー誘導評価を提供する。このようなシステムは、例えば、胎児心臓欠陥を識別するための胎児心臓の構造のワンクリック評価のためのユーザインターフェースを含む。

【0105】

つまり、胎児心臓評価が簡略化され、誘導ワークフローを設定できる。

【0106】

50

開示された実施形態の他の変形は、図面、開示及び添付の特許請求の範囲の検討から、請求項に係る発明を実施する際に当業者によって理解され、実行可能である。特許請求の範囲において、「含む」という語は、他の要素やステップを排除するものではなく、単数形は複数を含むものではない。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用できないことを意味するものではない。特許請求の範囲における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【図面】

【図 1】

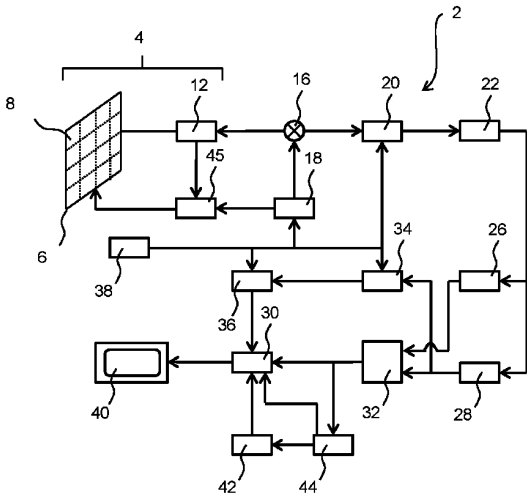


FIG. 1

【図 2】

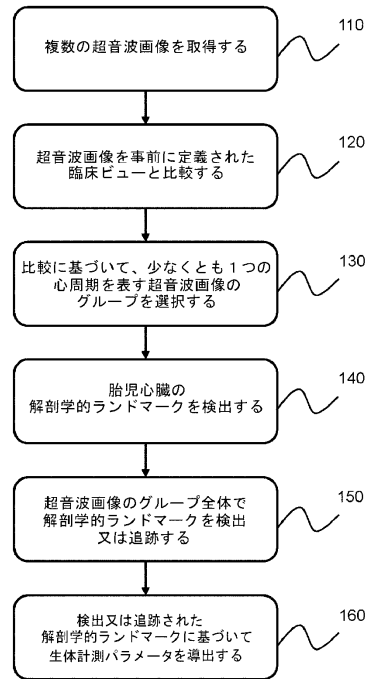


図 2

100 ↗

10

20

30

40

50

【 図 3 】

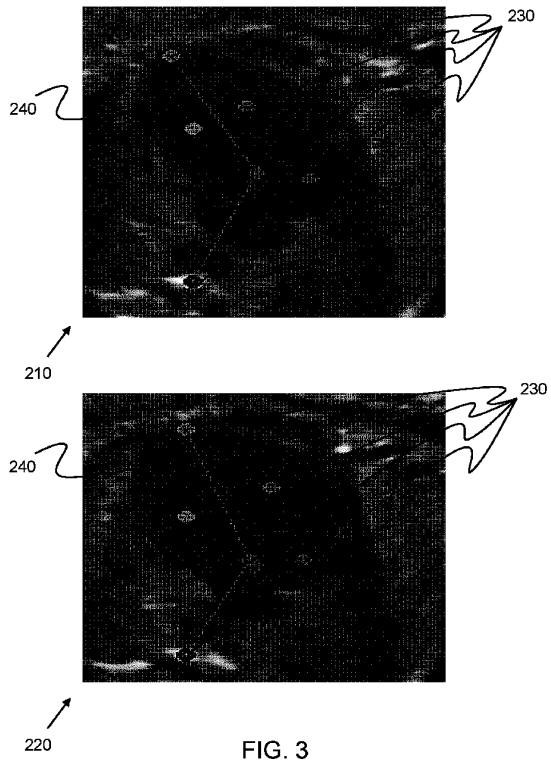


FIG. 3

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(33)優先権主張国・地域又は機関

米国(US)

フィリップス インターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド ス
タンダーズ

(72)発明者 クマール カラン

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 フィリップス イ
ンターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 フィルシヨン セリーヌ

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 フィリップス イ
ンターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 チャタジー サウナク

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 フィリップス イ
ンターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 ヴァジネパッリ パラヴィ

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 フィリップス イ
ンターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 トラムズ ロバート グスタフ

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 フィリップス イ
ンターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 カンフィールド アール エム．

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 5 フィリップス イ
ンターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 リーリー マシュー

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 5 フィリップス イ
ンターナショナル ビー． ヴィ． インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

審査官 井海田 隆

(56)参考文献 特表2015-534872(JP, A)

特表2013-528458(JP, A)

欧州特許出願公開第03513731(EP, A1)

欧州特許出願公開第03590436(EP, A1)

特表2012-529329(JP, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

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