

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7221998号
(P7221998)

(45)発行日 令和5年2月14日(2023.2.14)

(24)登録日 令和5年2月6日(2023.2.6)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06 Z D M
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全17頁)

(21)出願番号	特願2020-572426(P2020-572426)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	令和1年6月28日(2019.6.28)		コーニクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-529035(P2021-529035 A)		ヴェ
(43)公表日	令和3年10月28日(2021.10.28)		Koninklijke Philips N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/067288		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2020/002572		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和2年1月2日(2020.1.2)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年6月23日(2022.6.23)		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(31)優先権主張番号	18290071.2		etherlands
(32)優先日	平成30年6月28日(2018.6.28)	(74)代理人	110001690
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士法人M&Sパートナーズ
		(72)発明者	ボンフォス オディール
			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
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 経弁圧の定量化を行うための方法及びシステム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

経弁圧の定量化を生成するための方法であって、前記方法は、
弁及び腔のビューを含む複数のカラードップラー超音波画像フレームを取得するステップと、
前記複数のカラードップラー超音波画像フレームのうちの1つの画像フレームをユーザに提示するステップと、
前記ユーザから前記弁の位置を示すユーザ入力を受信するステップと、
前記ユーザ入力に基づいて、前記複数のカラードップラー超音波画像フレーム内の前記弁の前記位置を追跡するステップと、
前記弁の追跡された前記位置及び前記複数のカラードップラー超音波画像フレームに基づいて、前記弁を通り前記腔内のベクトルフローを計算するステップと、
前記ベクトルフローに基づいて、前記弁の経弁圧を推定するステップと、
を含む、方法。

【請求項 2】

前記弁の前記位置の前記追跡は、スペックル追跡を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記経弁圧の前記推定は、前記弁の位置上に一定圧力を仮定することを含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記経弁圧の前記推定は、ナビエ - ストークス方程式に基づいている、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記ユーザ入力は、前記腔の境界を画定することをさらに含む、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記複数のカラードップラー超音波画像フレームの各画像フレームは、取得された ECG 信号に関連付けられている、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記弁の前記追跡に基づいて、前記弁の駆出期及び充満期を決定するステップと、
前記駆出期及び充満期の決定に基づいて、前記複数のカラードップラー超音波画像フレームをラベリングするステップと、
をさらに含む、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項 8】

前記弁の駆出期及び充満期の検出は、ECG 信号にさらに基づいている、請求項 6 又は 7 に記載の方法。

【請求項 9】

推定された前記経弁圧をカラーマップとして表示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。

【請求項 10】

前記弁の前記ビューは、僧帽弁及び大動脈弁を含む、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 11】

前記弁の前記ビューは、三尖弁及び肺動脈弁を含む、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

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、請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の方法を実施するコンピュータプログラムコード手段を含む、コンピュータプログラム。

【請求項 13】

経弁圧の定量化を生成する超音波システムであって、前記超音波システムは、
超音波画像データを取得する超音波プローブと、
前記超音波画像データに基づいて、弁及び腔のビューを含む複数のカラードップラー超音波画像フレームを取得するプロセッサと、
前記複数のカラードップラー超音波画像フレームのうちの画像フレームをユーザに提示し、前記ユーザから前記弁の位置を示すユーザ入力を受信する、対話式ディスプレイユニットと、
を含み、
前記プロセッサはさらに、

30

前記ユーザ入力に基づいて、前記複数のカラードップラー超音波画像フレーム内の前記弁の前記位置を追跡し、

40

前記弁の追跡された前記位置及び前記複数のカラードップラー超音波画像フレームに基づいて、前記弁を通り前記腔内のベクトルフローを計算し、前記ベクトルフローに基づいて、前記弁の前記経弁圧を推定する、
超音波システム。

【請求項 14】

前記対話式ディスプレイユニットは、前記腔の境界を画定するための、前記ユーザの描画入力を受信する触覚スクリーンを含む、請求項 13 に記載の超音波システム。

【請求項 15】

ECG センサをさらに含む、請求項 13 又は 14 に記載の超音波システム。

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波イメージングの分野に関し、特にカラードップラー超音波イメージングの分野に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来のカラーフロードップラー超音波イメージングは、ユーザが局所的なフロー情報を定性的に視覚化することを可能にする。カラーバーを用いて、フローの速度だけでなくおおよそのフローの向きのおおまかな概念を有することができる。この機能は、今日の超音波検査システムに広く展開されている。

10

【0003】

しかしながら、重要な限界は、従来のカラードップラーイメージングが、送信ビームに沿ったフローしか定量化しないことである。フルベクトルフロー定量化は、速度ベクトルの直交補空間を推定できる流体力学モデルを課すことにより、ドップラー測度から推定できる。また、ユーザが、心室渦などの心血管フロー分布の様々なパラメータを分析することを可能にするベクトルフローイメージングモードも提案されている。同様に、圧力勾配のような情報は、ナビエ-ストークス (Navier-Stokes) 方程式からさらに導出できる。

【0004】

フロー及び圧力推定のための技術が利用可能であるにもかかわらず、ユーザが、弁追跡、組織追跡、及びドップラー測定を、直観的で限られた対話処理でインターフェースに統合することを可能にする単純なツールがない。

20

【0005】

したがって、ハードウェアを著しく追加する必要なく、単純なユーザ対話を受信し、統合するイメージング方法を提供する必要がある。

【0006】

米国特許出願公開第2013/0245441号には、超音波を用いて被験者の圧力-ボリュームループを決定する方法が開示されており、Bモード情報及びフロー情報の両方が取得され、それぞれ経時的なボリューム及び経時的な圧力を推定するために使用される。

30

【0007】

米国特許出願公開第2012/0041313号には、心臓内部の絶対圧力を心拍時間位相に関して測定するための超音波診断デバイスが開示されている。

【0008】

米国特許出願公開第2013/0197884号には、医用画像及びデータから高度な心臓測定値を計算する方法が開示されている。

【0009】

米国特許出願第2012/0022843号には、4D医用画像データからの心臓の解剖学的構造全体、動態、血行動態及び流体構造相互作用の患者固有のモデリングのための方法が開示されている。

40

【発明の概要】**【0010】**

本発明は、請求項によって規定される。

【0011】

本発明の一態様による実施例によれば、経弁圧の定量化を生成するための方法が提供される。方法は、

弁及び腔のビューを含む複数のカラードップラー超音波画像フレームを取得するステップと、

複数のカラードップラー超音波画像フレームのうちの画像フレームをユーザに提示するステップと、

50

ユーザから弁の位置を示すユーザ入力を受信するステップと、
ユーザ入力に基づいて、複数のカラードップラー超音波画像フレーム内の弁の位置を追跡するステップと、

弁の追跡された位置及び複数のカラードップラー超音波画像フレームに基づいて、弁を通り腔内のベクトルフローを計算するステップと、

ベクトルフローに基づいて、弁の経弁圧を推定するステップとを含む。

【0012】

この方法は、弁にわたる圧力の正確な定量化を達成するための単純なユーザ対話処理を提供する。

【0013】

ユーザは、弁の自動追跡による複数のカラードップラー超音波画像にわたる経弁圧の完全な推定値を得るには、弁の位置を示すための単一のユーザ入力（画面上でタップするなど）を提供するだけでよい。

【0014】

一実施形態において、弁の位置の追跡は、スペckル追跡を含む。

【0015】

一構成において、経弁圧の推定は、弁の位置上に一定圧力を仮定することを含む。

【0016】

弁の位置で一定圧力を仮定することによって、画像フレーム内の空間的基準点を確立することができ、この空間的基準点で、画像フレーム内の他のすべての点からの圧力を評価することができる。このようにして、最終推定値の精度が向上する。

【0017】

一実施形態において、経弁圧の推定は、ナビエ - ストークス方程式に基づいている。

【0018】

いくつかの実施形態において、ユーザ入力はさらに、腔の境界を画定することを含む。

【0019】

そうすると、弁と同様のやり方で、画像シーケンス中に腔境界全体を自動的に追跡することができ、これにより、最終推定値の精度が向上する。腔は、心房又は心室などの心腔であってよい。

【0020】

一実施形態において、複数のカラードップラー超音波画像フレームの各画像フレームは、取得されたECG信号に関連付けられている。

【0021】

これを使用して、取得画像を心拍サイクルの段階と位置合わせすることができ、これにより、複数の画像にわたる弁を取り囲む圧力に関してユーザに提供される情報の量が増加する。

【0022】

一構成において、方法はさらに、

弁の追跡に基づいて、弁の駆出期及び充満期を決定するステップと、

駆出期及び充満期の決定に基づいて、複数のカラードップラー超音波画像フレームをラベリングするステップとを含む。

【0023】

弁の関連する挙動に従って画像をラベリングすることにより、弁にわたる現在の推定圧力と予想圧力とを比較することが可能である。

【0024】

さらなる実施形態において、弁の駆出期及び充満期の検出は、ECG信号にさらに基づいている。

【0025】

これにより、弁にわたる現在の推定圧力と予想圧力との比較の精度が向上する。

【0026】

10

20

30

40

50

一構成において、方法はさらに、推定された経弁圧をカラーマップとして表示するステップを含む。

【0027】

これにより、弁の挙動を迅速に評価することができ、方法の使いやすさが高まる。

【0028】

一構成において、弁のビューは、僧帽弁及び大動脈弁を含む。

【0029】

一実施形態において、弁のビューは、三尖弁及び肺動脈弁を含む。

【0030】

本発明の一態様による実施例によれば、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、上述の方法を実施するコンピュータプログラムコード手段を含むコンピュータプログラムが提供される。

10

【0031】

本発明の一態様による実施例によれば、経弁圧の定量化を生成する超音波システムが提供される。システムは、

超音波画像データを取得する超音波プローブと、

超音波画像データに基づいて、弁及び腔のビューを含む複数のカラードップラー超音波画像フレームを取得するプロセッサと、

複数のカラードップラー超音波画像フレームのうちの画像フレームをユーザに提示し、

ユーザから弁の位置を示すユーザ入力を受信する、対話式ディスプレイユニットとを含む、

20

プロセッサはさらに、

ユーザ入力に基づいて、複数のカラードップラー超音波画像フレーム内の弁の位置を追跡し、

弁の追跡された位置及び複数のカラードップラー超音波画像フレームに基づいて、弁を通り腔内のベクトルフローを計算し、

ベクトルフローに基づいて、弁の経弁圧を推定する。

【0032】

一実施形態において、対話式ディスプレイユニットは、腔境界を画定するためのユーザの描画入力を受信する触覚スクリーンを含む。

30

【0033】

一構成において、システムはさらに、ECGセンサを含む。

【0034】

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

【図面の簡単な説明】

【0035】

添付図面を参照して、本発明の実施例を詳細に説明する。

【0036】

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

40

【図2】図2は、本発明の方法を示す。

【図3】図3は、カラードップラー画像フレームを示す。

【図4】図4は、ユーザ入力を受信した後のカラードップラー画像フレームを示す。

【図5】図5は、フローベクトル及び経弁圧推定後のカラードップラー画像フレームを示す。

【発明を実施するための形態】

【0037】

本発明は、図面を参照して説明される。

【0038】

詳細な説明及び具体例は、装置、システム、及び方法の例示的な実施形態を示している

50

が、例示のみを目的としたものであり、本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を理解されたい。本発明の装置、システム、及び方法のこれら及び他の特徴、態様、及び利点は、以下の説明、添付の特許請求の範囲、及び添付の図面からより良く理解されるのであろう。図面は、概略的なものに過ぎず、一定の縮尺で描かれていないことを理解されたい。また、同じ参照符号は、同じ又は類似の部分を示すために、図面全体にわたって使用されることを理解されたい。

【0039】

本発明は、腔内で経弁圧定量化を生成するための方法を提供する。方法は、複数のカラー Doppler 超音波画像フレームを取得することを含み、画像フレームは弁のビューを含み、そのうちの1つがユーザに提示される。次いで、ユーザは、画像フレーム内の弁の位置を示す入力を提供する。そうすると、ユーザ入力に基づいて、残りの画像フレーム内で弁の位置が追跡される。カラー Doppler 画像フレームと、弁の追跡された位置とに基づいて、ベクトルフローが推定され、これを使用して、弁を横切る及び腔内のフローを推定することができる。

10

【0040】

図1を参照して、まず、例示的な超音波システムの一般的な動作について説明するが、本発明はトランスデューサアレイによって測定される信号の処理に関するもので、システムの信号処理機能に重点を置いて説明する。

【0041】

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ーブ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などの材料で形成された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むことができる。この例では、トランスデューサアレイ6は、関心領域の2D平面か又は3次元ボリュームのいずれかを走査可能なトランスデューサ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。

20

【0042】

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、一般に「グループ」又は「パッチ」と呼ばれるサブアレイによって受信される信号の少なくとも部分的なビーム形成が可能である。

30

【0043】

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されたい。さらに、システムは、マイクロビームフォーマ12が結合可能で、送信モードと受信モードとの間でアレイを切り替え、また、マイクロビームフォーマが使用されず、メインシステムビームフォーマ20によってトランスデューサアレイが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を保護する送信/受信(T/R)スイッチ16を含む。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、メイン送信ビームフォーマ(図示せず)及びT/Rスイッチ16によってマイクロビームフォーマに結合されている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制御パネル38のユーザ操作から入力を受け取ることができる。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(直接或又はマイクロビームフォーマを介して)を駆動するための送信回路を含むことができる。

40

【0044】

典型的なライン単位でのイメージングシーケンスでは、プローブ内のビーム形成システムは、次のとおり動作する。送信中、ビームフォーマ(実装形態に応じて、マイクロビームフォーマでもよいし、メインシステムビームフォーマでもよい)は、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

50

は、トランスデューサの1次元ラインでもよいし、より大きなアレイ内のトランスデューサの2次元パッチでもよい。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、以下に説明するように制御される。

【0045】

被験者からの後方散乱エコー信号を受信すると、受信信号は、受信信号を位置合わせするために（以下に説明するように）受信ビーム形成を受ける。サブアパーチャが使用される場合には、サブアパーチャが例えば1つのトランスデューサ素子だけシフトされる。その後、シフトされたサブアパーチャを作動させる。このプロセスは、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繰り返される。

10

【0046】

各ライン（又はサブアパーチャ）について、最終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全受信信号は、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合計である。以下のビーム形成プロセスの後の結果として得られるライン信号は、通常、無線周波数（RF）データと呼ばれる。次いで、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）が、最終超音波画像のラインを生成するために、付加的な処理を受ける。時間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、高振幅ピークは、最終画像における明るいピクセル（又はピクセルの集合）に対応する。ライン信号の開始付近に現れるピークは、浅い構造からのエコーを表す一方で、ライン信号において進行的に後で現れるピークは、被験者内のより深い構造からのエコーを表す。

20

【0047】

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され、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真っ直ぐ前に（トランスデューサアレイに直交して）、又はより広い視野のために異なる角度でステアリングされてもよい。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の関数として制御することができる。

【0048】

一般に、超音波データ取得では、平面波イメージングと「ビームステアリング」イメージングとの2つの方法が区別されるが、これら2つの方法は、送信モード（「ビームステアリング」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」イメージング）におけるビーム形成の存在によって区別される。

30

【0049】

まず、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、被験者を通して移動するにつれて発散する平面波を生成する。この場合、超音波のビームは、フォーカスされないままである。トランスデューサの作動に、位置依存時間遅延を導入することによって、焦点ゾーンと呼ばれる所望の点でビームの波面を収束させることができる。焦点ゾーンは、横方向ビーム幅が送信ビーム幅の半分未満である点として画定される。このようにして、最終超音波画像の横方向の解像度が向上される。

40

【0050】

例えば、トランスデューサアレイの最も外側の素子から開始して中心の素子（複数可）において終了するように、時間遅延によってトランスデューサ素子を作動させる場合、焦点ゾーンは、中心素子（複数可）と一直線上で、プローブから離れた所与の距離で形成されるであろう。プローブからの焦点ゾーンの距離は、トランスデューサ素子作動のその後の各ラウンド間の時間遅延に応じて変化する。ビームは、焦点ゾーンを通過した後、発散し始め、遠視野イメージング領域を形成する。なお、トランスデューサアレイの近くの焦点ゾーンに対して、超音波ビームは、遠視野において迅速に発散し、最終画像におけるビーム幅のアーチファクトをもたらすことに留意されたい。典型的には、トランスデューサアレイと焦点ゾーンとの間にある近視野は、超音波ビームの大きな重複のために、ほとん

50

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、最終画像の品質に著しい変化をもたらす可能性がある。

【 0 0 5 1 】

送信モードでは、超音波画像が複数の焦点ゾーン（それぞれが異なる送信焦点を有し得る）に分割されない限り、1つの焦点のみが画定されることに留意されたい。

【 0 0 5 2 】

さらに、被験者内部からのエコー信号を受信すると、受信フォーカシングを行うために、上述した処理の逆を行うことができる。換言すれば、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、遅延和ビーム形成と呼ばれる。トランスデューサアレイの受信フォーカシングを、時間の関数として動的に調整することが可能である。

10

【 0 0 5 3 】

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によって、トランスデューサアレイを離れるときに、超音波ビームに所望の角度を付与することが可能である。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、続いて、残りのトランスデューサを、アレイの反対側で終了するシーケンスで作動させることによって、ビームの波面は、第2の側に向かって角度が付けられることになる。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依存する。

【 0 0 5 4 】

さらに、ステアリングビームをフォーカスすることが可能であり、この場合、各トランスデューサ素子に適用される総時間遅延は、フォーカシング時間遅延とステアリング時間遅延との両方の和である。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。

20

【 0 0 5 5 】

作動のために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ためのDCバイアス制御部45を制御するために結合することができる。DCバイアス制御部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 6 】

トランスデューサアレイの各トランスデューサ素子に対して、典型的にはチャンネルデータと呼ばれるアナログ超音波信号が、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、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部分的にビーム形成された信号が生成され、次いで、信号はメイン受信ビームフォーマ20に渡され、そこで、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形成された信号は、無線周波数（RF）データと呼ばれる完全にビーム形成された信号に結合される。各段階で行われるビーム形成は、上述のように実行されても、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は、128個のチャンネルを有し、その各チャンネルは十数個又は数百個のトランスデューサ素子のパッチから部分的にビーム形成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のトランスデューサによって受信された信号は、単一のビーム形成された信号に効率的に寄与することができる。

30

40

【 0 0 5 7 】

ビーム形成された受信信号は、信号プロセッサ22に結合される。信号プロセッサ22は、受信したエコー信号を、帯域通過フィルタリング、デシメーション、I及びQ成分分離、並びに高調波信号分離（組織及びマイクロバブルから戻された非線形の（基本周波数の高次高調波）エコー信号の識別を可能にするように、線形信号と非線形信号とを分離するように作用する）など、様々なやり方で処理することができる。信号プロセッサはまた、スペックル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加の信号強化を行ってもよい。信号プロセッサ内の帯域通過フィルタは、追跡フィルタとすることができ、その通過帯域は、エコー信号が受信される深度が増加するにつれて、高い周波数帯域から低い周波数帯域

50

へとスライドし、これにより、典型的には解剖学的情報がないより大きな深度からより高い周波数でのノイズを排除する。

【 0 0 5 8 】

送信及び受信のためのビームフォーマは、異なるハードウェア内に実装され、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ようにデザインされている。図 1 では、単純化のために、受信ビームフォーマ 1 2、2 0 のみが示されている。完全なシステムでは、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存在する。

【 0 0 5 9 】

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削減するために信号の最初の組み合わせを提供することである。これは、典型的にはアナログ領域で行われる。

【 0 0 6 0 】

最終ビーム形成は、メインビームフォーマ 2 0 で、典型的にはデジタル化の後に行われる。

【 0 0 6 1 】

送信及び受信チャンネルは、固定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、送信パルスが占める帯域幅は、使用される送信ビーム形成に応じて変化する。受信チャンネルは、トランスデューサ帯域幅全体（これは古典的なアプローチである）を捕捉することができるか、又は、帯域通過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することができる。

【 0 0 6 2 】

次いで、RF 信号は、B モード（すなわち、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、器官組織及び血管などの身体内の構造のイメージングのために、受信された超音波信号に対して振幅検出を行う。ライン単位でのイメージングの場合には、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 モード画像内のピクセルに割り当てられる輝度値が生成される。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）番号とによって決まる。そのような構造の B モード画像は、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）に説明されているように、高調波若しくは基本画像モード、又は両方の組み合わせで形成されてもよい。ドップラープロセッサ 2 8 は、画像フィールド内の血球の流れなど、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、典型的には身体内の選択された種類の物質から戻されたエコーを通過させるか又は拒絶するように設定されたパラメータを有するウォールフィルタを含む。

【 0 0 6 3 】

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、走査変換器 3 2 及びマルチプレーナリフォーマッタ 4 4 に結合される。走査変換器 3 2 は、エコー信号を所望の画像フォーマットで受信した空間関係に配置する。換言すれば、走査変換器は、円筒座標系からの RF データを、画像ディスプレイ 4 0 に超音波画像を表示するのに適したデカルト座標系に変換するように作用する。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、その位置から受信される RF 信号の振幅に比例する。例えば、走査変換器は、エコー信号を 2 次元（2 D）セクタ形状形式又はピラミッド状の 3 次元（3 D）画像に配置することができる。走査変換器は、画像フィールド内の点における動きに対応する色を B モード構造画像にオーバーレイすることができ、ドップラー推定速度は所与の色を生成する。組み合わせられた B モード構造画像及びカラードップラー画像は、構造画像フィールド内の組織の動き及び血流を描写する。マルチプレーナリフォーマッタは、米国特許第 6, 4 4 3, 8 9 6 号（Detmer）に説明されているように、身体のポリュメ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。米国特許第 6, 5 3 0, 8 8 5 号（Entrekinn 他）

10

20

30

40

50

に説明されているように、ボリュームレンダラ 4 2 が、3 D 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 3 D 画像に変換する。

【 0 0 6 4 】

2 D 又は 3 D 画像は、走査変換器 3 2、マルチプレーナリフォーマッタ 4 4、及びボリュームレンダラ 4 2 から画像プロセッサ 3 0 に結合されて、画像ディスプレイ 4 0 に表示するために、さらに強調、バッファリング、及び一時記憶される。イメージングプロセッサは、例えば強い減衰子や屈折によって引き起こされる音響陰影、例えば弱い減衰子によって引き起こされる後方増強、例えば反射性の高い組織界面が近接して位置する場合の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。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改善するために、特定の

10

【 0 0 6 5 】

ドップラープロセッサ 2 8 によって生成された血流値及び B モードプロセッサ 2 6 によって生成された組織構造情報は、イメージングに使用されることに加えて、定量化プロセッサ 3 4 に結合される。定量化プロセッサは、器官のサイズ及び妊娠期間などの構造的測定に加えて、血流のボリュームレートなどの異なるフロー条件の測度を生成する。定量化プロセッサは、測定が行われるべき画像の解剖学的構造内の点など、ユーザ制御パネル 3 8 からの入力を受信してもよい。

【 0 0 6 6 】

定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ 4 0 に画像と共に測定グラフィックス及び値を再生するため、及びディスプレイデバイス 4 0 からのオーディオ出力のために、グラフィックプロセッサ 3 6 に結合される。グラフィックプロセッサ 3 6 は、超音波画像と共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ともできる。これらのグラフィックオーバーレイは、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むことができる。このために、グラフィックプロセッサは、患者名などの入力をユーザインターフェース 3 8 から受け取る。ユーザインターフェースはまた、送信コントローラ 1 8 に結合されて、トランスデューサアレイ 6 からの超音波信号の生成、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 1 8 の送信制御機能は、行われる機能のうちの 1 つに過ぎない。コントローラ 1 8 はまた、(ユーザによって与えられる)動作モードと、受信アナログ

20

30

【 0 0 6 7 】

ユーザインターフェースはまた、マルチプレーナリフォーマット (MPR) 画像の画像フィールドにおいて定量化された測定を行うために使用される複数の MPR 画像の平面の選択及び制御のために、マルチプレーナリフォーマッタ 4 4 にも結合される。

【 0 0 6 8 】

図 2 は、本発明の方法 1 0 0 を示す。

【 0 0 6 9 】

ステップ 1 1 0 において、複数のカラードップラー超音波画像フレームが取得される。画像フレームは弁のビューを含む。画像フレームの視野内の弁は、ユーザが圧力基準として使用することを目的とする任意の弁であってよい。

40

【 0 0 7 0 】

複数の画像フレームは、1 つ又は複数のサイクルで取得され、心臓の左側又は右側などの関心領域内の単一の平面を示す。

【 0 0 7 1 】

心臓が関心領域である例では、弁のビューには、僧帽弁、大動脈弁、三尖弁、又は肺動脈弁が含まれる。また、画像フレーム内に複数の弁が存在することも可能である。例えば、ビューは、僧帽弁及び大動脈弁、又は三尖弁及び肺動脈弁を含む。

【 0 0 7 2 】

50

さらに、特定の画像が心拍サイクルのどこに位置するかを正確に知ることが有用であり、この場合、複数のカラードップラー超音波画像フレームの各画像フレームは、取得されたECG信号に関連付けられてもよい。これは、心拍サイクルにおける所与の関心点における弁の状態のより詳細な分析を可能にする。

【0073】

ステップ120において、複数のカラードップラー超音波画像フレームのうちの画像フレームがユーザに提示される。

【0074】

これは、最近に取得された画像フレームであっても、複数の画像フレームのうちの任意の他の画像フレームであってもよい。画像は、対話式ディスプレイに表示され得る。ユーザには、複数のカラードップラー画像フレームのうちの1つが提示される。ユーザは、所望のフレームで続ける前に、複数の画像フレームの各々を見ることができ、これにより、ユーザは最初に提示されたフレームが不明瞭である場合に、より明瞭な画像を選択することができる。

10

【0075】

ステップ130において、弁の位置を示すユーザ入力がユーザから受信される。

【0076】

ユーザ入力は、タッチスクリーンなどの対話式ディスプレイの表面上の弁の位置をタップするか、又は、マウス若しくは任意の適切な入力デバイスによってデジタルカーソルを使用して画像上の位置を選択することを含み得る。

20

【0077】

ユーザは、画像フレーム内の弁の位置に加えて、心房又は心室などの心腔境界を画定するために入力を提供することができる。この場合、ユーザは単に、示された腔の自動セグメンテーションをトリガするために腔を選択することができる。あるいは、ユーザは問題の画像フレームを表示する触覚スクリーンを提供されてもよい。この場合、ユーザ入力は、ユーザが手で心腔の輪郭を描くことを含む。さらに、ユーザとの対話処理なしに、心腔のセグメンテーションが自動的に行われてもよい。

【0078】

ステップ140において、複数のカラードップラー超音波画像フレーム内の弁の位置がユーザ入力に基づいて追跡される。

30

【0079】

言い換えれば、ユーザのクリック/タップ及び示された腔境界が、取得された画像フレームのシーケンス全体に沿って自動的に追跡される。弁の位置の追跡は、スペckル追跡を使用して行われてもよい。

【0080】

複数のカラードップラー画像フレーム全体にわたる弁の位置の自動追跡により、取得段階で捕捉された心拍サイクル全体を通して弁の動きを識別することができる。この動きを、存在する場合には、関連するECG信号と結び付けて、心拍サイクルの特定の段階の間に、充満又は駆出などの弁の挙動を識別することができる。これを使用すると、被験者の弁の挙動を予測挙動と比較しやすくなる。

40

【0081】

弁の位置の追跡はさらに、弁の駆出期及び充満期を決定するために使用することができる。次いで、これらは、複数のカラードップラー超音波画像フレームをラベリングするために使用される。これは、複数の画像フレームのさらなる解析に使用されてもよい。例えば、複数の画像フレームが、充満期ラベル又は駆出期ラベルのいずれかの不均衡な数でラベリングされている場合、ユーザは、弁の機能に問題があることを認識することができる。これは、所与の画像フレームに関連するECG信号を含めることによって、さらに向上させることができる。

【0082】

ステップ150において、弁を通過し、腔を横切るベクトルフローが、弁の追跡された

50

位置及び複数のカラードップラー超音波画像フレームに基づいて計算される。

【 0 0 8 3 】

ベクトルフロー推定は、最適化フレームワークを通して解くことができる。フローベクトル場 u を解くために、以下のフレームワークが最小化される。

【数 1】

$$\operatorname{argmin}_{\nabla \cdot u=0, u(B)=v_0} J(u) = \|M[\langle s, u \rangle - m]\|^2 + \lambda_S \|\nabla u\|^2$$

ここで、 s は、カラードップラー画像フレーム測度 m がそれに沿って取得される超音波ビーム方向であり、 M は、カラードップラー画像フレーム内で観察される測定値の疎な領域を画定するマスクを示し、 B は、セグメンテーションによって与えられるフロー境界（組織）であり、それに対して境界速度 v が推定され、 λ_S は、平滑化項

10

【数 2】

$$\|\nabla u\|^2$$

の重みを表す。

【 0 0 8 4 】

項 $\|M[\langle s, u \rangle - m]\|^2$ は、ドップラー測定値 m と両立するようにベクトル場 u のフロー解を制限する。カラードップラー画像フレーム上の任意のピクセル x について、 $u(x)$ が、解くべき当該ピクセルにおけるフローベクトルである。同じピクセルにおけるドップラービーム方向ベクトル $s(x)$ 上のフローベクトル $u(x)$ の射影は、それらの内積 $\langle s(x), u(x) \rangle$ によって記述される。この積は、所与のピクセルにおける真のドップラー測定値にできるだけ近いように計算される。項 $\langle s, u \rangle - m$ は差分画像と呼ばれ、ドップラー測定値 m と、フローベクトル $u(x)$ 及びドップラービーム方向ベクトル $s(x)$ の内積との差を表す。

20

【 0 0 8 5 】

M は、カラードップラー画像フレーム上の各位置における各ドップラー測定値の信頼性を記述するピクセルごとの重み付けマスクである。これは、差分画像 $\langle s, u \rangle - m$ に適用される。最も単純な場合、ピクセル x において、 $M(x)$ は、0 又は 1 のいずれかになる。すべてのピクセルにドップラー速度測定値があるわけではないため、利用可能な測定値があるピクセルのみが $M(x) = 1$ を有する。他は、（測定値がないため）0 の値を有する。より一般的には、 $M(x)$ は、（例えばノイズレベルの関数として）ピクセル x におけるドップラー測度に対する以前の信頼度を反映するように 0 と 1 との間の範囲である。この理由から、この第 1 項 $\|M[\langle s, u \rangle - m]\|^2$ は最小化されるべきである。

30

【 0 0 8 6 】

項

【数 3】

$$\|\nabla u\|^2$$

40

は、方程式の数値解がより安定するように、正則化又は平滑化のためのものである。 λ_S は、両立性項（後述）と平滑化項との間のトレードオフスカラーである。

【 0 0 8 7 】

両立性項とも呼ばれる制約 $u(B) = v_0$ は、フロー解が境界条件と両立することを必要とする。境界ピクセルセットは、 B によって指定される。 v_0 は、例えばスペクル追跡を使用して、上述したように導出され得る境界速度である。

【 0 0 8 8 】

制約

50

【数 4】

$$\nabla \cdot u = 0$$

は、フロー解が、質量保存のために発散のないものであるべきであるという制限を反映する。

【0089】

方程式は、拡張ラグランジュ (Augmented Lagrangian) 法を用いて解かれるが、投影勾配降下などの凸最小化のための他の標準的な数値法も適用できる。

【0090】

言い換えると、ベクトルフローは、ベクトルフローがマスク内の観察されたカラー Doppler 測定値と両立し、視野内の流体の質量保存がゼロ発散制約 (

【数 5】

$$\nabla \cdot u = 0$$

) を通して配慮され、解は推定された境界速度 ($u(B) = v_0$) と両立するように全視野において解かれる。境界速度は、ユーザ定義の心腔の自動追跡に基づいて推定することができる。

【0091】

境界速度に加えて、ユーザ定義の腔の自動追跡は、画像内の所与の点におけるベクトルフローの方向を決定するための制約として使用されてもよい。例えば、腔は均等に変形しないことがあり、この場合、真の腔境界の自動追跡は、腔壁に一貫した収縮/膨張運動を採用するモデルに対して、生成されたベクトルフローの精度を増加させる。

【0092】

さらに、ベクトルフローの計算において、追加の制約が考慮に入れられてもよい。例えば、弁の追跡された位置は、心臓サイクルの所与の点におけるベクトルフローの方向を決定するためのさらなる制約として作用する。例えば、弁の自動追跡を使用して、2つの心腔間の交差点を識別することができ、これを使用して、ベクトルフローを、弁の追跡された位置で腔境界を横切るだけに制約することができる。弁の追跡された位置は、境界速度と併せて使用されて、画像内のベクトルフローの正確なピクチャが構築される。

【0093】

心臓弁の個々のフラップを、十分に高い空間 - 時間分解能の画像において追跡することができ、これは、境界画定、したがって、ベクトルフロー推定の向上に使用することができることに留意されたい。

【0094】

弁の位置追跡は、O. Somphone, M. D. Craene, R. Ardon, B. Mory, P. Allain, H. Gao, J. Dhooge, S. Marchesseau, M. Sermesant 及び E. Saloux による「Fast myocardial motion and strain estimation in 3D cardiac ultrasound with sparse demons」(ISBI, IEEE, Ed., 2013, pp. 1170 - 1173) に説明されている方法など、スパースデモンズ (sparse demons) 法を使用して行うことができる。しかし、オプティカルフロー法などの任意の適切な追跡方法を使用することができる。

【0095】

ステップ 160 において、ベクトルフローに基づいて弁の経弁圧が推定される。

【0096】

経弁圧は、ユーザによって注釈付けされ、スペックル追跡によって自動的に追跡された弁の位置上に一定圧力を仮定することによって、ナビエ - ストークス方程式を適用して相対圧力を推定することによって推定される。

【0097】

10

20

30

40

50

流体が弁の一方の側から他方の側に流れると、相対圧力は正から負に変化するが、弁の近くの空間では、流体は著しい乱流を経験する可能性がある。これは、負圧の小さなポケットが正圧側に生じ、逆もまた同様であるので、圧力推定を複雑にする可能性がある。弁の位置で一定圧力を仮定することによって、圧力が正から負に変化する点が確実に提供され、これにより、経弁圧推定が単純化される。

【0098】

経弁圧を定量化するためには、フロー推定値からの圧力勾配がナビエ - ストークス方程式を用いて計算される空間的基準が必要である。ユーザによって示された弁位置を空間的基準として使用することは、自然な選択である。このようにして、画像フレーム全体にわたって定量化された相対圧力は、弁の位置に関係なく、常に弁に対して相対的になる。

10

【0099】

経弁圧の定量化は絶対圧ではなく相対圧であるので、最初に弁にゼロ値を仮定する必要はない。任意の一定値を仮定することが可能である。相対圧力が推定されると、次いで、その一定値を画像フレーム全体から減算することができる。

【0100】

ナビエ - ストークス方程式は、次のように書くことができる。

【数6】

$$\frac{\delta \mathbf{u}}{\delta t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} - \nu \nabla^2 \mathbf{u} = -\nabla h$$

20

ここで、 \mathbf{u} は、推定されたベクトルフローであり、 ν は、運動学的速度であり、 h は、水頭であり、保存力の場を仮定した内圧源と外圧源との組合せである。

【0101】

推定された経弁圧は、画像内のフロー情報を有するすべての点についてカラーマップとして表示されてもよく、最大相対経弁圧がプロットされてもよい。

【0102】

相対経弁圧の定量化は、心腔を横切る所与の時間フレームで、又は自動的に検出される経時的な単一の時点（充滿及び駆出を含む、心臓サイクルの異なる相についての異なる弁を横切る圧力プロット）で、カラーマップとして表示されてもよい。

30

【0103】

図3～図6に図解を示す。図3は、画像の上部に関連するECG信号を有する従来のカラードップラーフレーム200を示す。この例では、この画像がユーザに弁の位置を示すため提示される。

【0104】

図4は、ユーザ入力300を受信した後のカラードップラー画像を示す。ユーザ入力によって画定された弁の位置は、3つの灰色の円によって表されている。上述したように、ユーザは、単一の画像フレーム上に入力を提供すればよく、これらの位置は、後続のフレームについて自動的に追跡される。

【0105】

図5は、推定されたベクトルフロー及び相対圧力場400を含むカラードップラー画像フレームを示し、これは、経弁圧の推定に続いてユーザに表示される。

40

【0106】

開示された実施形態に対する他の変形は、図面、開示、及び添付の特許請求の範囲の検討から、特許請求された発明を実施する際に、当業者によって理解され、実施されることができる。特許請求の範囲において、単語「含む」は、他の要素又はステップを排除するものではなく、単数形は、複数を排除するものではない。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を有利に使用することができないことを示すものではない。特許請求の範囲におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

50

【 図面 】

【 図 1 】

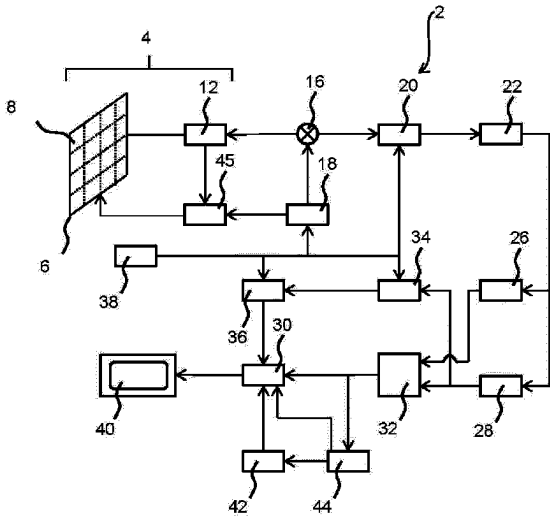


FIG. 1

【 図 2 】

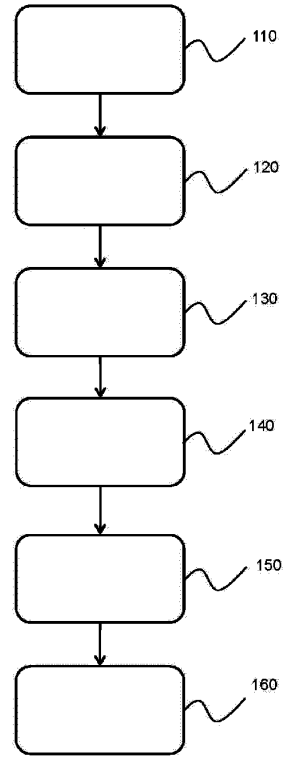


FIG. 2



100

10

20

【 図 3 】

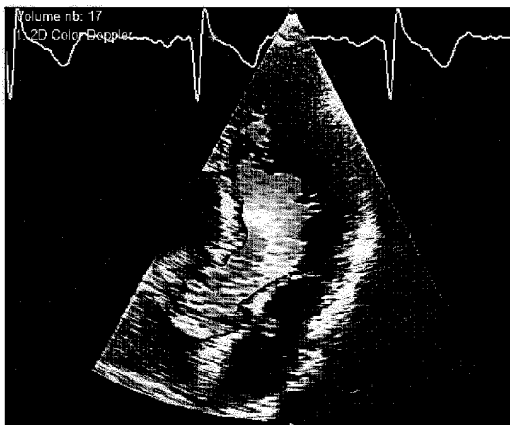


FIG. 3

200

【 図 4 】

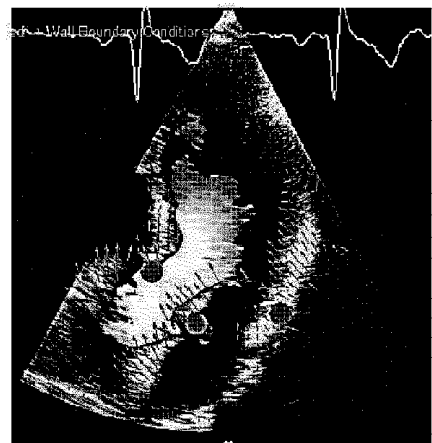


FIG. 4

300

30

40

50

【 図 5 】

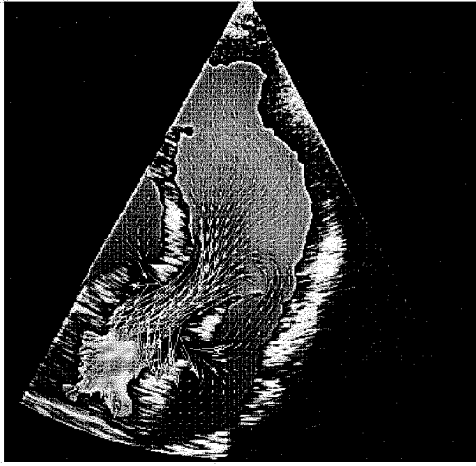


FIG. 5

400 ↗

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (72)発明者 チャン ボー
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
- (72)発明者 デ クラーヌ マシュー
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
- 審査官 右 高 孝幸
- (56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 1 8 8 4 7 8 (J P , A)
特表 2 0 1 3 - 5 4 1 3 8 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 0 / 1 2 3 0 8 9 (W O , A 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8