

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-296329
(P2007-296329A)

(43) 公開日 平成19年11月15日(2007.11.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00

(2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

		審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)
(21) 出願番号	特願2007-108955 (P2007-108955)	(71) 出願人 390041542
(22) 出願日	平成19年4月18日 (2007.4.18)	ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ G E N E R A L E L E C T R I C C O M P A N Y
(31) 優先権主張番号	11/412,614	アメリカ合衆国、12309 ニューヨー ク州、ニスカユナ、ワン・リサーチ・サー クル(番地なし)
(32) 優先日	平成18年4月27日 (2006.4.27)	(74) 代理人 100093908 弁理士 松本 研一
(33) 優先権主張国	米国(US)	(74) 代理人 100105588 弁理士 小倉 博
		(74) 代理人 100129779 弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聰志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】心臓弁を通過するフローを計測するための方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】心臓弁を通過するフローを計測するための方法及びシステムを提供する。

【解決手段】複数の並列スライスを提示するためのシステムは、時間経過に伴う3Dデータを含む超音波データ(250)を表示するためのディスプレイ(118)を備える。ユーザインタフェース(120)は、超音波データ(250)の内部で互いに平行な近位面(260)と遠位面(262)を規定する。この近位面(260)及び遠位面(262)によって関心領域(ROI)(252)が規定される。信号プロセッサ(116)は、ROI(252)内部の超音波データ(250)に基づいて少なくとも2つのスライス(268)～(278)を自動抽出する。この少なくとも2つのスライス(268)～(278)は互いに対し平行であると共に、ディスプレイ(118)上に表示される。

【選択図】図1

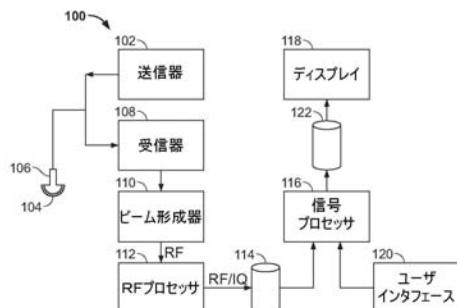


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の並列スライスを提示するためのシステムであって、
時間経過に伴う 3D ドプラデータを含む超音波データ(250)を表示するためのディスプレイ(118)と、

前記超音波データ(250)の内部で関心領域(ROI)(252)を規定している互いに平行な近位面(260)と遠位面(262)を規定するためのユーザインタフェース(120)と、

前記 ROI(252) 内部の超音波データ(250)に基づいて少なくとも 2 つのスライス(268)～(278)を自動抽出するための信号プロセッサ(116)であって、該少なくとも 2 つのスライス(268)～(278)は互いに対しても平行であり、該少なくとも 2 つのスライス(268)～(278)は前記ディスプレイ(118)上に表示される信号プロセッサ(116)と、
を備えるシステム。

【請求項 2】

さらに、前記超音波データ(250)に基づいて少なくとも 1 つの長軸面(256)を表示しているディスプレイ(118)であって、該少なくとも 1 つの長軸面上に前記近位面(260)及び遠位面(262)を表示しているディスプレイ(118)を備える請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記近位面(260)は第 1 の深度を有しつつ前記遠位面(262)は第 2 の深度を有しており、該近位面(260)及び遠位面(262)は第 1 の向きを有しており、前記信号プロセッサ(116)は、前記ユーザインタフェース(120)が該第 1 及び第 2 の深度と該第 1 の向きのうちの少なくとも 1 つを変更したときに前記ディスプレイ(118)上で前記少なくとも 2 つのスライス(268)～(278)を自動更新している、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記ユーザインタフェース(120)は第 1 の時間位置における前記少なくとも 2 つのスライス(268)～(278)のうちの一方の上で解剖学構造の ROI を指示しており、前記信号プロセッサ(116)は該 ROI のエリア(282)を計測しつつ該第 1 の時間位置の前の所定の時間期間、該第 1 の時間位置に続く所定の時間期間、及び該第 1 の時間位置をその内部に有する所定の時間期間のうちの 1 つの時間期間にわたって超音波データ(250)上の同様の解剖学構造の対応するエリアを補間している、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記ユーザインタフェース(120)は第 1 及び第 2 の時間位置における前記少なくとも 2 つのスライス(268)～(278)のうちの一方の上で同様の解剖学構造の第 1 及び第 2 の ROI を指示しており、前記信号プロセッサは該第 1 と第 2 の時間位置の間ににおいて超音波データ上で同様の解剖学構造をトラッキングしている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記ユーザインタフェースは第 1 及び第 2 の時間位置における前記少なくとも 2 つのスライスのうちの一方の上で同様の解剖学構造の第 1 及び第 2 の ROI を指示しており、前記信号プロセッサ(116)は該第 1 及び第 2 の ROI の内部の第 1 及び第 2 のジェットフローエリア(282)を計測しており、前記信号プロセッサ(116)は該第 1 と第 2 の時間位置の間ににおいて超音波データ(250)上のジェットフローエリアを補間している、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

複数の並列スライスを表示するための方法であって、
少なくとも 1 つの心拍サイクルにわたるボリュメトリック・カラード プラデータを含む

10

20

30

40

50

ボリュームデータ(250)の内部で関心領域(ROI)(252)を規定する工程と、
第1の時間位置(292)において前記ROI内部からの超音波データ(250)の少なくとも2つのスライス(268)～(278)を自動表示する工程と、

前記第1の時間位置(292)において前記少なくとも2つのスライス(268)～(278)のうちの一方の上で第1のジェットフローエリアを計算する工程(214)と、
を含む方法。

【請求項8】

第2の時間位置において前記少なくとも2つのスライス(268)～(278)のうちの一方の上で第2のジェットフローエリアを計測する工程であって、前記第1のジェットフローエリアと該第2のジェットフローエリアによって同様の解剖学構造が指示されている計測工程と、
10

第1の時間位置(292)と第2の時間位置の間で超音波データ(250)上のジェットフローエリアを補間する工程と、
をさらに含む請求項7に記載の方法。

【請求項9】

第2の時間位置において前記少なくとも2つのスライス(268)～(278)のうちの一方の上で第2のジェットフローエリアを計測する工程であって、前記第1のジェットフローエリアと該第2のジェットフローエリアによって同様の解剖学構造が指示されている計測工程と、
20

第1の時間位置(292)と第2の時間位置の間で超音波データ(250)上のジェットフローエリアを補間する工程と、

グラフィック形式と、ジェットフローエリア対第1の時間位置(292)と第2の時間位置の間の時間を表す時間期間のグラフの形と、の少なくとも一方で前記ジェットフローエリアを表示する工程と、
25

をさらに含む請求項7に記載の方法。

【請求項10】

前記第1のジェットフローエリアの近傍に少なくとも1つの点を規定する工程であって、該第1のジェットフローエリアは該少なくとも1つの点に基づいて自動的に計算される規定工程をさらに含む請求項7に記載の方法。
30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的には診断用超音波システムに関し、またさらに詳細には、心臓弁を通過するフローを計測するための方法及びシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

僧帽弁や三尖弁の逆流または機能不全など患者の心臓内の逆流フロージェットに対する診断及び評価は、現在利用可能な超音波システムでは困難である。時間変動する幾何学形状のためにそのフローパターンは極めて複雑となることが多い。さらにオリフィスエリアが非円形であることが、実際のオリフィスエリアを介したフローの視覚化及び計測に対する問題点を提起する。
40

【0003】

僧帽弁逆流などの状態にアクセスする際に、目下のところ逆流フロージェットのサイズを縮流(Vena Contracta)によって記述することがある。縮流は最も狭い中央のジェットフロー領域と定義されると共に、カラーフロードプラを用いて表すことが可能である。目下のところ、近位部等流速表面積法(PISA)を使用してフロージェットのサイズが定量化されている。この方法はフロー収れんゾーンが円形で対称的であるとの前提を立てる平面的計測の1つである。しかしながら、この前提是滅多に成り立つことがなく、間違った計算に至ることがある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

したがって、心臓弁を通過するフローを計測するために縮流の位置特定を改良するための方法及びシステムに対する要請が存在する。本発明のある種の実施形態はこれらの要請を満たすことを目的としており、またその他の目的は以下に示した説明及び図面から明らかとなろう。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

一実施形態では、複数の並列スライスを提示するためのシステムは、時間経過に伴う 3D ドプラデータを含む超音波データを表示するためのディスプレイを備える。ユーザインターフェースは、超音波データの内部において互いに平行な近位面と遠位面を規定している。この近位面及び遠位面は 1 つの関心領域 (ROI) を規定している。信号プロセッサは ROI 内部の超音波データに基づいて少なくとも 2 つのスライスを自動抽出する。この少なくとも 2 つのスライスは互いに対して平行であると共に、ディスプレイ上に表示される。

【0006】

別の実施形態では、複数の並列スライスを表示するための方法はボリュームデータ内部で ROI を規定する工程を含む。このボリュームデータは、少なくとも 1 つの心拍サイクルにわたるボリュメトリック・カラードプラデータを含む。第 1 の時間位置において ROI の内部から超音波データの少なくとも 2 つのスライスが自動表示される。第 1 の時間位置においてこの少なくとも 2 つのスライスのうちの一方の上で第 1 のフロージェットエリアが計算される。

【0007】

別の実施形態では、心拍サイクルの一部分にわたってフロージェットエリアを計測するための方法は、少なくとも 1 つの心拍サイクルにわたるボリュメトリック・カラードプラデータを含むボリュームデータの内部で ROI を規定する工程を含む。この ROI の内部から超音波データの複数の並列スライスが表示される。第 1 の時間位置における第 1 のスライス上でフロージェットエリアが計測されると共に、第 2 の時間位置において第 2 のスライスのフロージェットエリアが計測される。該第 1 と第 2 の時間位置の間で超音波データ上でフロージェットエリアが補間される。

【発明を実施するための最良の形態】**【0008】**

上述した要約、並びに本発明のある種の実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。これらの図面は、様々な実施形態の機能ブロックの図を表したものである。これらの機能ブロックは、必ずしもハードウェア回路間で分割されることを意味するものではない。したがって例えば、1 つまたは複数の機能ブロック（例えば、プロセッサやメモリ）を単一のハードウェア（例えば、汎用の信号プロセッサや信号処理ブロックやランダムアクセスメモリ、ハードディスク、その他）内で実現させることがある。同様にそのプログラムは、スタンドアロンのプログラムとすること、オペレーティングシステム内のサブルーチンとして組み込まれること、インストールした撮像ソフトウェアパッケージの形で機能させること、その他とすることができる。こうした様々な実施形態は図面に示した配置や手段に限定されるものではないことを理解すべきである。

【0009】

図 1 は、超音波システム 100 のブロック図を表している。超音波システム 100 は、パルス状の超音波信号を身体内に送出するように探触子 106 内部のトランスジーサ 104 を駆動させる送信器 102 を含む。多種多様な幾何学構成が使用されることがある。例えば、探触子 106 は 2D、3D または 4D 超音波のデータを収集するために用いられることがある、また 3D ビームステアリングなどの別の機能を有することがある。別のタイプの探触子 106 が使用されることもある。超音波信号は、血球や筋肉組織などの身体

10

20

30

40

50

内の構造で後方散乱され、トランスジューサ 104 に戻されるエコーが生成される。このエコーは受信器 108 によって受信される。受信したエコーは、ビーム形成を実施して R F 信号を出力するビーム形成器 110 を通過させる。ビーム形成器はさらに、2 D、3 D または 4 D 超音波のデータを処理することがある。次いでこの R F 信号は、R F プロセッサ 112 を通過させる。別法として、R F プロセッサ 112 は R F 信号を復調してエコー信号を表す I Q データ対を形成する複素復調器（図示せず）を含むことがある。R F または I Q 信号データは次いで、一時的に保存するために R F / I Q バッファ 114 に直接導かれることがある。

【 0 0 1 0 】

超音波システム 100 はさらに、収集した超音波情報（すなわち、R F 信号データまたは I Q データ対）を処理しディスプレイ 118 上に表示させる超音波情報フレームを作成するための信号プロセッサ 116 を含む。信号プロセッサ 116 は、収集した超音波情報に対して複数の選択可能な超音波様式に従って 1 つまたは複数の処理操作を実施するよう 10 に適応させている。収集した超音波情報は、エコー信号を受信しながら走査セッション中にリアルタイムで処理されることがある。追加としてまたは別法として、超音波情報は走査セッションの間は R F / I Q バッファ 114 内に一時的に保存され、リアルタイム性がより低いライブ動作またはオフライン動作で処理されることがある。ユーザインタフェース 120 はオペレータによるデータの入力、走査パラメータの入力及び変更、プロトコルへのアクセス、関心対象構造の計測、その他を可能にしている。ユーザインタフェース 1 20 は、回転式ノブ、スイッチ、キーボードのキー、マウス、タッチスクリーン、ライト 20 ペン、または別の任意のインタフェースデバイスや当技術分野で周知の方法とすることがある。

【 0 0 1 1 】

超音波システム 100 は、人間の眼の認知速度に近い 50 フレーム毎秒を超えるフレームレートで超音波情報を連続して収集することができる。収集した超音波情報はディスプレイ 118 上に表示される。この超音波情報は B モード画像、M モード、ボリュームデータ（3 D）、時間経過に伴うボリュームデータ（4 D）、または希望する別の描出として表示せることがある。即座に表示させる予定がない収集超音波情報の処理済みフレームを保存するために、画像バッファ 122 を含めている。その画像バッファ 122 は少なくとも数秒分の超音波情報フレームを保存できるだけの十分な容量をもつことが好ましい。超音波情報のフレームは、収集順序や収集時間に応じたこれらの取り出しが容易となるような方式で保存される。画像バッファ 122 は周知の任意のデータ記憶媒体を備えることがある。

【 0 0 1 2 】

図 2 は、代替的な超音波システムを表している。本システムは、送信器 12 及び受信器 14 と接続された探触子 10 を含んでいる。探触子 10 は、超音波パルスを送信すると共に、走査対象の超音波ボリューム 16 の内部にある構造からエコーを受信している。メモリ 20 は、走査対象の超音波ボリューム 16 から導出された受信器 14 からの超音波データを保存する。ボリューム 16 は様々な技法（例えば、3 D 走査、リアルタイム 3 D 撮像または 4 D 走査、ボリューム走査、位置決めセンサを有するトランスジューサによる 2 D 走査、ボクセル相關技法、2 D またはマトリックスアレイ・トランスジューサを用いたフリーハンド走査、その他）によって取得されることがある。

【 0 0 1 3 】

探触子 10 は、関心領域（R O I）を走査しながら、線形経路や弓状経路に沿うなどにより移動させることができる。直線状または弓状の各位置において、探触子 10 は走査面 1 8 を取得する。走査面 1 8 は、隣接する走査面 1 8 からなる群すなわち組からなどある厚さにわたって収集される。走査面 1 8 はメモリ 20 内に保存され、次いでボリューム走査変換器 42 に送られる。幾つかの実施形態では、その探触子 10 は、走査面 1 8 ではなくラインを取得することがあり、またメモリ 20 は走査面 1 8 ではなく探触子 10 が取得したラインを保存することができる。ボリューム走査変換器 42 は、走査面 1 8 ではなく探触

10

20

30

40

50

子 1 0 が取得したラインを保存することがある。ボリューム走査変換器 4 2 は、走査面 1 8 から生成しようとするスライス厚を特定するためのスライス厚設定制御器 4 0 からスライス厚設定を受け取る。ボリューム走査変換器 4 2 は、隣接する複数の走査面 1 8 から 1 つのデータスライスを作成する。各データスライスを形成するために取得する隣接する走査面 1 8 の数はスライス厚設定制御器 4 0 による厚さ選択に依存する。このデータスライスはスライスメモリ 4 4 内に保存され、さらにボリュームレンダリング・プロセッサ 4 6 によってアクセスを受ける。ボリュームレンダリング・プロセッサ 4 6 はこのデータスライスに基づいてボリュームレンダリングを実行する。ボリュームレンダリング・プロセッサ 4 6 の出力はビデオ・プロセッサ 5 0 及びディスプレイ 6 7 に送られる。

【 0 0 1 4 】

各エコー信号サンプル（ボクセル）の位置は、幾何学的正確さ（すなわち、あるボクセルから次のボクセルまでの距離）、並びに超音波応答（及び、この超音波応答から導出された値）に関して規定される。適当な超音波応答は、グレイスケール値、カラーフロー値、並びにアンギオまたはパワードプラ情報を含む。

【 0 0 1 5 】

図 3 は、心臓内部のフロージェットを位置特定し計測するための方法を表している。以下に示す例は、僧帽弁逆流の評価の際に使用される縮流の計測を目的としている。工程 2 0 0 では、関心対象構造を撮像するために患者の心臓の少なくとも一部分に関して超音波データが収集される。例えば、縮流の計測に使用される超音波データは僧帽弁を表すデータを含むことがある。この超音波データは時間経過に伴う（1つまたは複数の心拍サイクルにわたった）3 D カラードプラデータを含むボリュームデータとすることがあり、またメモリ 2 0 内に保存されることがある。別法として、事前に収集されてメモリ 2 0 内に保存しておいた超音波データにアクセスして処理することがある。

【 0 0 1 6 】

図 4 は、ディスプレイ 1 1 8 上に表示させた超音波画像を表している。工程 2 0 0 で収集しきつ / またはアクセスしたボリュームデータ 2 5 0 、並びに関連する E C G トレース 2 8 6 を図示している。E C G トレース 2 8 6 上の境界線 2 8 8 及び 2 9 0 は処理対象の心拍サイクルを示している。

【 0 0 1 7 】

工程 2 0 2 では、オペレータによって第 1 の時間位置が選択される。例えば、僧帽弁逆流に関する縮流は心拍サイクルの心収縮期フェーズ中に計測されるのが一般的である。オペレータは E C G トレース 2 8 6 の中で時間位置インジケータ 2 9 2 をスクロールし第 1 の時間位置を選択することがある。別法として、信号プロセッサ 1 1 6 によって自動的に検出し時間位置インジケータ 2 9 2 を第 1 の時間位置に位置決めがある。次いで信号プロセッサ 1 1 6 による自動位置決めの後にオペレータが時間位置インジケータ 2 9 2 を調整することがある。図 3 の機能を実現するために信号プロセッサ 1 1 6 に代えて、超音波スキナと一体化できるスタンドアロンのコンピュータその他のプロセッサを使用できることを理解すべきである。さらに、図 3 の機能を実現するためのプログラム命令は当技術分野で周知の様々な媒体デバイス上に保存されることがある。

【 0 0 1 8 】

工程 2 0 4 では、オペレータがユーザインターフェース 1 2 0 を用いて関心対象構造またはオリフィスの周りに有効関心領域（R O I ）2 5 2 を規定する。例えばオペレータは、僧帽弁その他の関心対象解剖構造の上側に第 1 の深度で上側スライス面または近位スライス面 2 6 0 を設定しきつ僧帽弁の下側に第 2 の深度で下側スライス面または遠位スライス面 2 6 2 を設定して R O I 2 5 2 を規定することがある。近位及び遠位スライス面 2 6 2 及び 2 6 4 は互いに対して平行である。別法として、信号プロセッサ 1 1 6 が、所定のまたは平均的患者データに基づくか、事前設定の深度位置に近位スライス面 2 6 0 及び遠位スライス面 2 6 2 を設定することがある。次いでオペレータはこの近位スライス面 2 6 0 及び遠位スライス面 2 6 2 の位置を調整することがある。任意選択では、解剖学検査を容易にするために、オペレータは R O I 2 5 2 を規定する間では組織構造だけが表示される

10

20

30

40

50

ようにカラードプラ情報を一時的に取り除くすなわちオフに変えることができる。プロジェットが視覚化されるかつ／または計測される工程では、このカラードプラ情報をオンに変えることができる。さらにオペレータは、カラーパラメータを変更してカラーを解釈し表示する方法を変更することがある。

【0019】

さらに、ディスプレイ118上に1つまたは複数の長軸面を表示させ、近位スライス面260及び遠位スライス面262の位置決めをガイドすることがある。図4では、第1の長軸面256が主探触子面（または、アジマス面）を表すことがある、一方第2の長軸面258が第1の長軸面256に対して90度をなす面を表すことがある。超音波データの収集中に規定されるドプラROI284が図示されており、またこのドプラROI284の内部の超音波データに対するカラードプラデータが計算される。近位スライス面260及び遠位スライス面262の各位置は、第1の長軸面256上では第1の点線264及び第2の点線265のそれぞれで、また第2の長軸面258上では第1の点線266及び第2の点線267のそれぞれで表示される。別のインジケータを使用することもある。別法として、互いに60度離した3つの長軸面によって、その上に近位スライス面260及び遠位スライス面262を指示している標準的な2D心エコー図走査面を表示させることができる。

【0020】

工程206では、ボリューム走査変換器42がROI252によって選択した超音波データから複数の並列スライスを抽出する。一例として、2つ、4つまたは6つの並列スライスが抽出されて表示されることがあるが、オペレータは抽出する並列スライスの数をこれより多くした選択や別の数に選択することもある。一実施形態では、その並列スライスを並列c走査（c-scan）スライスとすることがある。別の実施形態では、その並列スライスをボリュメトリック超音波走査の中心ベクトルに対して非直角に位置させることがある。別の実施形態では、1つまたは複数の並列スライスの位置が補間を受けることがある。

【0021】

図5は、ROI252から抽出された複数の並列スライスを表している。近位スライス面260及び遠位スライス面262は、第1、第2、第3及び第4の中間スライス面294、296、298及び300を用いて表している。図4のディスプレイ118上には、第1、第2、第3、第4、第5及び第6のスライス268、270、272、274、276及び278を表示している。第1のスライス268は近位スライス面260に対応しかつ第6のスライス278は遠位スライス面262に対応している一方、第1～第4の中間スライス面294～300は第2～第5のスライス270～276のそれぞれに対応している。

【0022】

隣接するスライス面260、294～300及び262の各面間の距離D1は同じであり、したがって第1～第6のスライス268～278は互いに対し等距離に位置決めされている。第1～第6のスライス268～278の各々はその所定の厚さを同じとすることがある。別法として、オペレータがスライス厚設定制御器40によって第1～第6のスライス268～278の厚さを変更することができる。

【0023】

工程208では、オペレータが矢印Aの方向（図5）におけるスライス面260、294～300及び262間の距離D1を調整し、これによりさらにROI252のサイズを調整することができる。例えば、オペレータは第1の長軸面256上に表示された第1及び第2のライン264及び265、並びに第2の長軸面258上に表示された第1及び第2のライン266及び267のうちの1つまたは幾つかを動かすことがある。近位スライス面260及び遠位スライス面262の各々の深度は単独に変更されることがある。近位スライス面260を探触子106の表面方向に移動させた場合、遠位スライス面262はその現在位置に留まる一方で第1～第4の中間スライス面294～300は互いに対し並

びに近位スライス面 260 及び遠位スライス面 262 に対して等距離関係を維持するよう に調整されることがある。第 1 ~ 第 6 のスライス 268 ~ 280、R O I 252 の位置、並びに別の有効なインジケータは、ディスプレイ 118 上で現在のスライス情報及び位置を反映するように更新される。

【 0024 】

工程 210 では、オペレータはディスプレイ 118 上で第 1 ~ 第 6 のスライス 268 ~ 278 を観察することによって、フロージェットがスライス面 260、294 ~ 300 及び 262 と垂直に流れるように図示されるようにこれらのスライス面の向きを調整するこ とがある。この向き調整は、第 1 の長軸面 256 上の第 1 及び第 2 のライン 264 及び 265、並びに第 2 の長軸面 258 上に表示された第 1 及び第 2 のライン 266 及び 267 のうちの 1 つまたは幾つかをユーザインタフェース 120 を用いて調整することによつて 実施されることがある。この向き調整は、近位スライス面 260 及び遠位スライス面 262 並びに第 1 ~ 第 4 の中間スライス面 294 ~ 300 を連係して移動させ、これによつて これらの間の等距離関係が維持される。スライス面 260、262 及び 294 ~ 300 は、図 5 上の矢印 B 及び C で示したような前後方向や横方向など任意の方向に調整されることがある。しかしこの向き調整はこれらの方向に限定されるものではなく、スライス面 260、262 及び 294 ~ 300 は方向を任意の組み合わせて調整されることがある。スライス面 260、262 及び 294 ~ 300 の向きが調整されると、第 1 ~ 第 6 のスライス 268 ~ 278 がディスプレイ 118 上で現在の位置を反映するように更新される。第 1 及び第 2 のライン 264 及び 265 と 266 及び 267、R O I 252 の位置、並びに 別の有効なインジケータは、ディスプレイ 118 上で現在のスライス情報及び位置を反映するように更新される。

【 0025 】

工程 208 及び 210 は反復式とすることがある、すなわち、オペレータがスライス面 260、262 及び 294 ~ 300 の位置及び方向を複数回調整し、関心対象のフロージェットを計測するための可能な最適位置及び向きを見つけ出すことがある。工程 212 では、オペレータが第 1 ~ 第 6 のスライス 268 ~ 278 のうちの 1 つの上で、最小のフロージェットエリアに対応する最小のオリフィスを視認式に特定することができる。この例では、この最小のフロージェットエリアが縮流である。

【 0026 】

工程 214 では、工程 212 で特定したスライス上において最小オリフィスのエリア（すなわち、縮流エリア）が計測される。図 6 は、スライス 280 上で縮流エリアを計測する一例を表している。一実施形態ではオペレータは、ユーザインタフェース 120 を用いてエリア 282 をトレースすること、あるいはキャリパーを用いて縮流エリアの直径を計測することがある。別法として、オペレータが 1 つまたは複数の点を規定または選択することがあり、また信号プロセッサ 116 が辺縁検出アルゴリズムや境界規定アルゴリズムを用いて縮流エリアを検出することがある。任意選択では、オペレータは、心拍サイクル 内部の同じ時間位置の複数のスライス上で縮流エリアが計測されるように選択し、最小のオリフィスエリアを特定することがある。

【 0027 】

縮流の位置は房室（A V）面の動きに起因して心拍サイクル中に移動する。したがって、工程 216 でオペレータが心拍サイクル内の追加的な時間位置で縮流エリアを計測すると選択した場合、フローはオペレータが次の時間位置（この位置は第 1 の時間位置の前とすることや後にすることがあり、また心拍サイクルの心収縮期フェーズ内部とすることがある）を選択する工程 218 に進む。任意選択では、信号プロセッサ 116 が次の時間位置を自動的に選択し、オペレータに対して次の時間位置の調整または変更を可能とさせることがある。心拍サイクルの内部で少なくとも 2 つの異なる時間位置を選択することによつて、その心拍サイクルの一部または全体にわたつて関心対象構造がそのスライス上で自動的にトラッキングされる。次いで本方法は、走査面を設定し調整する工程 204 に戻り、次の時間位置においてフロージェットエリアを計測する。

10

20

30

40

50

【0028】

工程216に戻ると、実施すべき計算がなくなったら、本方法は工程220に進む。工程220では、信号プロセッサ116が、第1の時間位置、次の時間位置及び／またはこれ以降の時間位置に関して特定した点の間で補間を行うことによって縮流の中間位置を計算する。したがってこの計算によって、縮流の位置に対する自動トラッキングが提供される。単一の時間位置を使用する場合、特定されたデータは、心拍サイクルの心収縮期フェーズや別のフェーズ部分（複数のこともある）にわたって補間されること、あるいは第1の時間位置の前、後または周辺のある所定の時間期間にわたって補間されることがある。工程222では、信号プロセッサ116がボリュメトリック・カラードプラデータに基づいて、複数のスライス面上のオリフィスまたは縮流の時間経過に追ったサイズを計測する。

10

【0029】

縮流の計測は、第1の位置の第1の並列スライス上で関心エリアを指示することによってより完全に自動化されることがある。この動作はROIを描画すること、あるいは1つまたは複数の点を選択した後に信号プロセッサ116を用いてそのエリアを自動的に検出することによって実施することができる。次いで信号プロセッサ116は、ROIの内部で血流の方向を検出し、探触子106を基準としたスライス面の位置を規定することができる。次いでこのエリアは、第1の位置と特定した第2の位置との間、あるいは上で検討した第1の位置に隣接した位置（複数のこともある）を基準とした自動式のいずれかで自動計算されることがある。

20

【0030】

技術的効果の1つは、超音波データを使用することによって心臓内部の縮流エリアや特定した別の構造を時間経過を追って計算できることである。心拍サイクルの全部または一部分にわたってスライス位置内で解剖学構造を自動でトラッキングすることによって、フロージェットの正確な計測が可能となる。したがって、オリフィスのサイズ、形状及び／または位置が変化した場合に、ボリュメトリック・カラードプラデータに基づいて複数のスライスからその縮流を自動的にトラッキングし計測することが可能である。

30

【0031】

本発明を、具体的な様々な実施形態に関して記載してきたが、当業者であれば、本発明が本特許請求の範囲の精神及び趣旨の域内にある修正を伴って実施できることを理解するであろう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明の一実施形態に従って形成した超音波システムのブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態に従って形成した代替的な超音波システムのブロック図である。

【図3】本発明の一実施形態による心臓内部のフロージェットを位置特定し計測するための方法を表した図である。

40

【図4】本発明の一実施形態によりディスプレイ上に表示させた超音波画像である。

【図5】本発明の一実施形態に従ってROIから抽出される複数の並列スライスの図である。

【図6】本発明の一実施形態による複数の並列スライスのうちの1つの上の縮流エリア計測の一例の図である。

【符号の説明】

【0033】

10 探触子

12 送信器

50

1 4	受信器	
1 6	ボリューム	
1 8	走査面	
2 0	メモリ	
4 0	スライス厚設定制御器	10
4 2	ボリューム走査変換器	
4 4	スライスマモリ	
4 6	ボリュームレンダリング・プロセッサ	
5 0	ビデオ・プロセッサ	
6 7	ディスプレイ	
1 0 0	超音波システム	
1 0 2	送信器	
1 0 4	トランスジューサ	
1 0 6	探触子	
1 0 8	受信器	
1 1 0	ビーム形成器	
1 1 2	R F プロセッサ	
1 1 4	R F / I Q バッファ	
1 1 6	信号プロセッサ	
1 1 8	ディスプレイ	20
1 2 0	ユーザインターフェース	
1 2 2	画像バッファ	
2 0 0	工程	
2 0 2	工程	
2 0 4	工程	
2 0 6	工程	
2 0 8	工程	
2 1 0	工程	
2 1 2	工程	
2 1 4	工程	30
2 1 6	工程	
2 1 8	工程	
2 2 0	工程	
2 2 2	工程	
2 5 0	ボリュームデータ	
2 5 2	R O I	
2 5 6	長軸面	
2 5 8	長軸面	
2 6 0	近位スライス面	
2 6 2	遠位スライス面	40
2 6 4	第1のライン	
2 6 5	第2のライン	
2 6 6	第1のライン	
2 6 7	第2のライン	
2 6 8	第1のスライス	
2 7 0	第2のスライス	
2 7 2	第3のスライス	
2 7 4	第4のスライス	
2 7 6	第5のスライス	
2 7 8	第6のスライス	50

2 8 0 スライス
2 8 2 トレースエリア
2 8 4 ドプラ R O I
2 8 6 E C G トレース
2 8 8 境界線
2 9 0 境界線
2 9 2 時間位置インジケータ
2 9 4 第 1 の中間スライス面
2 9 6 第 2 の中間スライス面
2 9 8 第 3 の中間スライス面
3 0 0 第 4 の中間スライス面

10

【図 1】

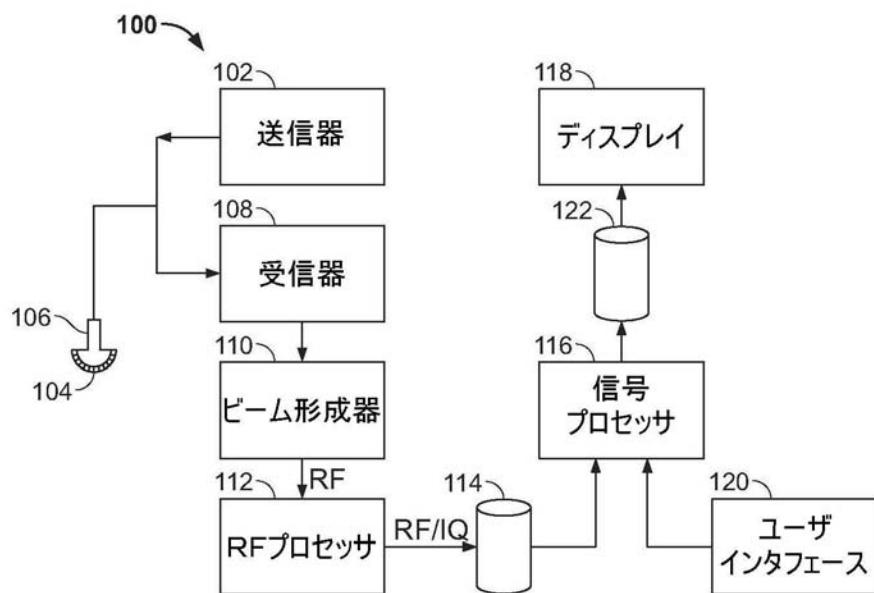


FIG. 1

【図2】

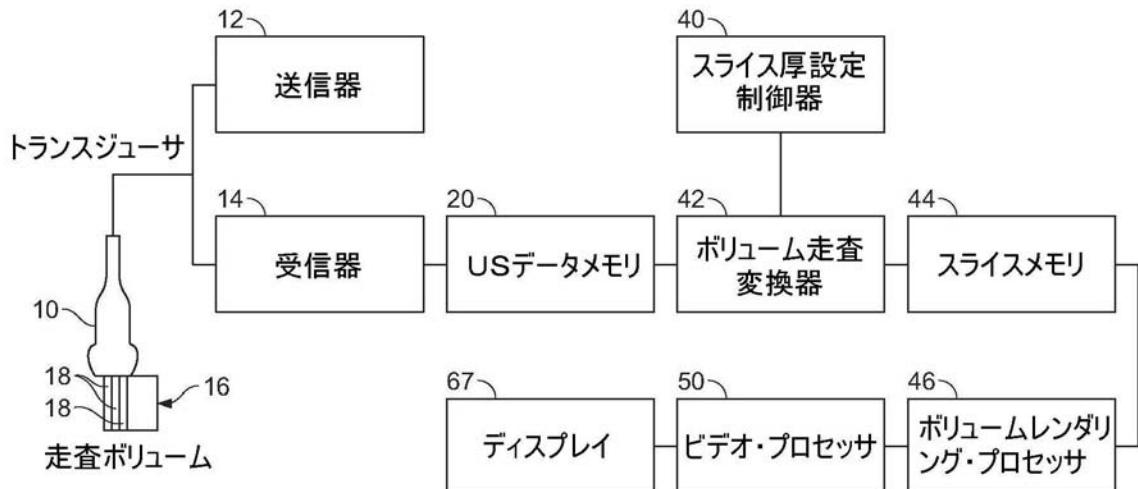


FIG. 2

【図3】

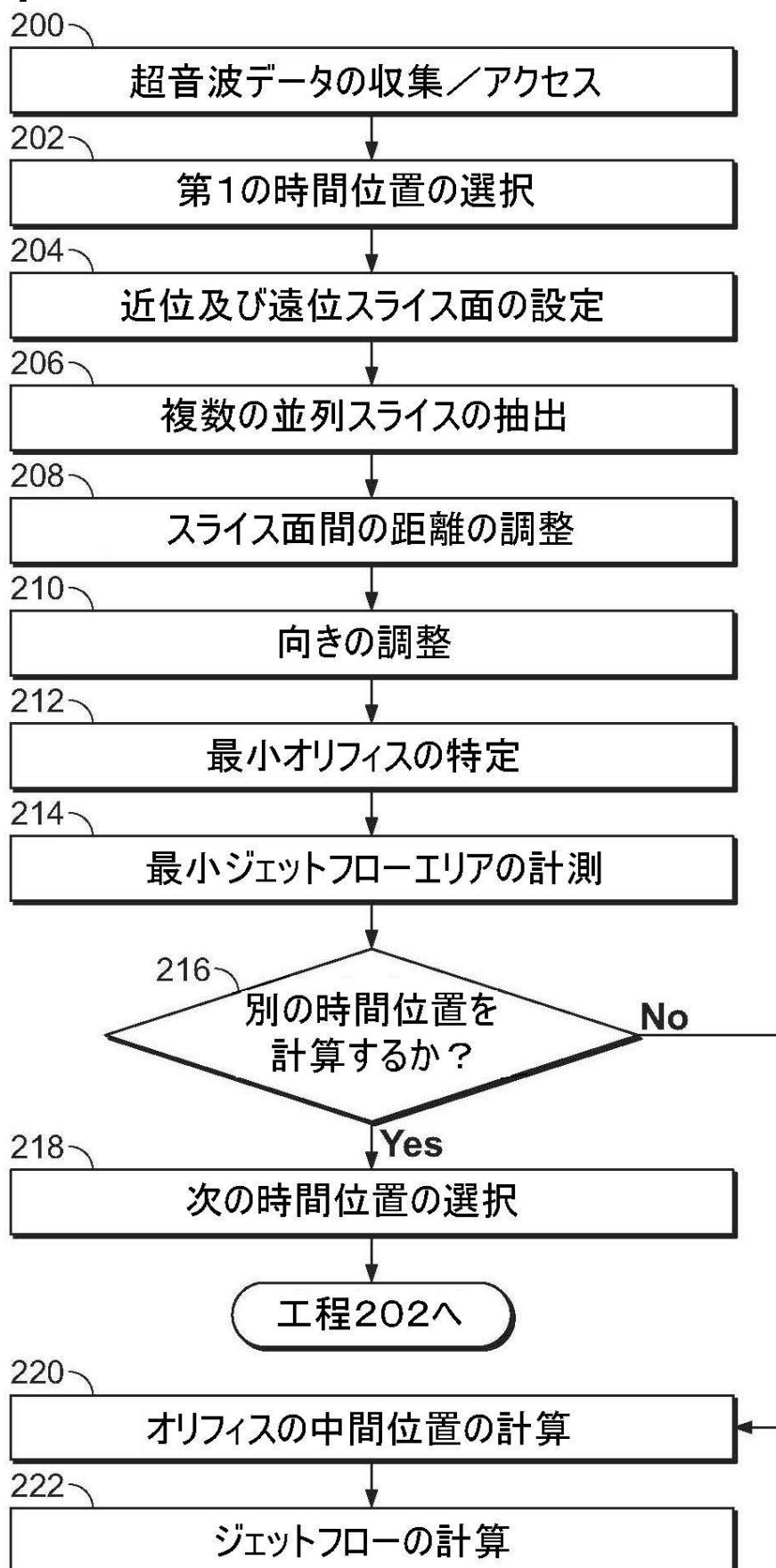


FIG. 3

【図4】

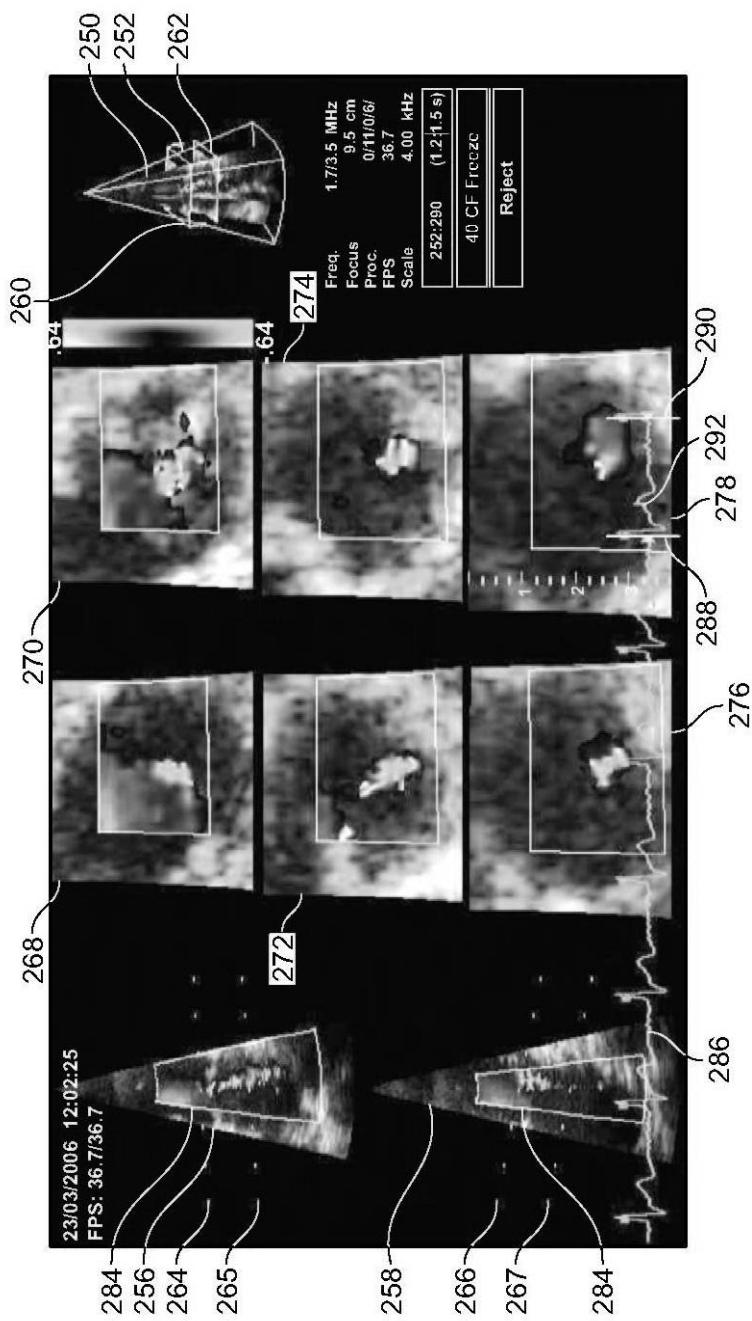
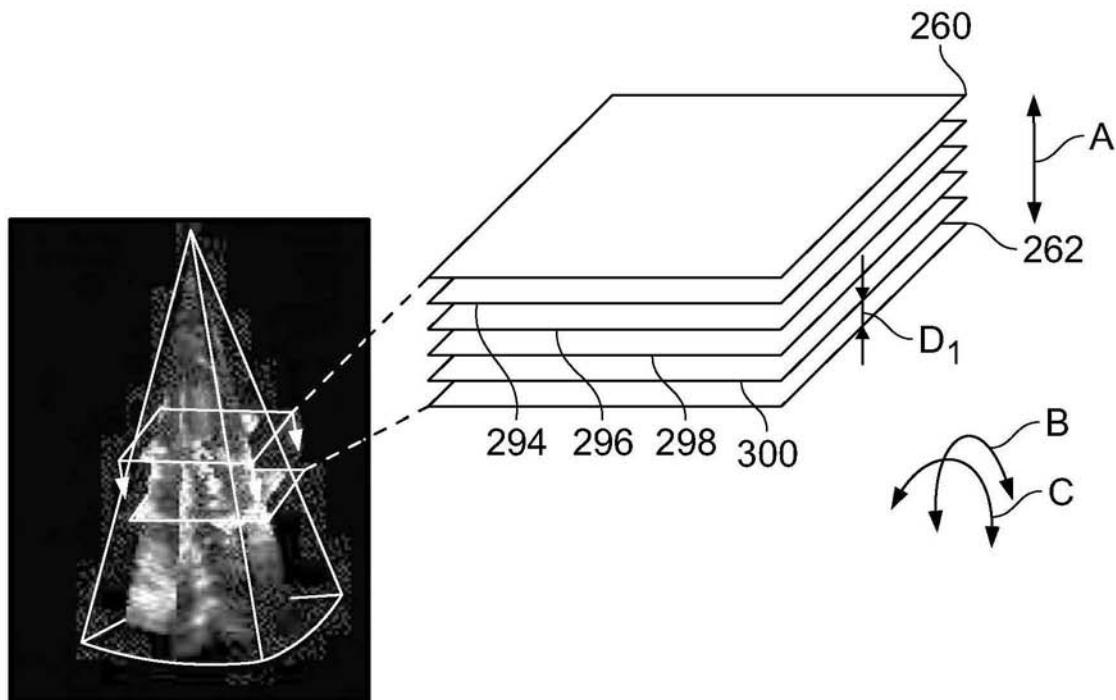
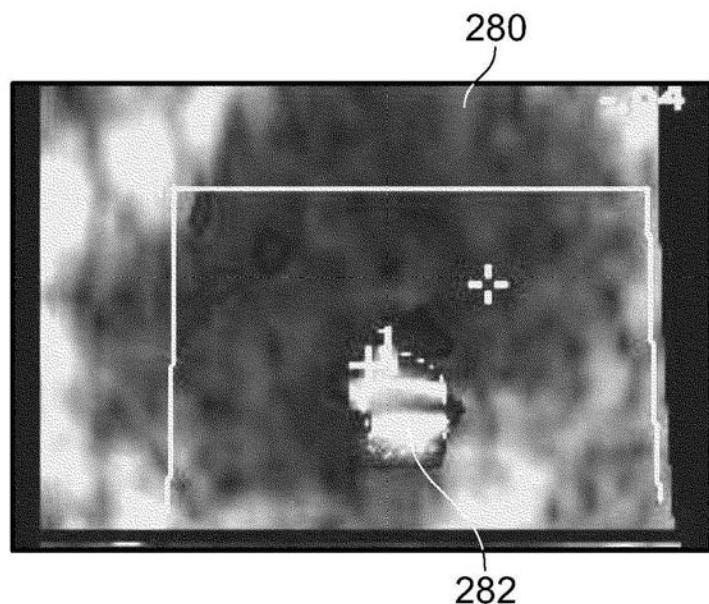


FIG. 4

【図5】

**FIG. 5**

【図6】

**FIG. 6**

フロントページの続き

(72)発明者 キエル・クリストファーソン
ノルウェイ、オスロ、モンテベロヴェイエン・7番

(72)発明者 セヴァルド・ベルグ
ノルウェイ、オスロ、ソンズ・ゲイト・11番

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD15 DD27 DE04 EE09 EE11 FF08 HH15 JC03
JC29 JC33 JC37 KK12 KK15 KK19 KK22 KK24 KK31

专利名称(译)	用于测量通过心脏瓣膜的流量的方法和系统		
公开(公告)号	JP2007296329A	公开(公告)日	2007-11-15
申请号	JP2007108955	申请日	2007-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	キエルクリストファーソン セヴァルドベルグ		
发明人	キエル・クリストファーソン セヴァルド・ベルグ		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/145 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/523 G01F1/663 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/HH15 4C601/JC03 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	松本健一 小仓 博		
优先权	11/412614 2006-04-27 US		
其他公开文献	JP5124162B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种测量通过心脏瓣膜的流量的方法和系统。解决方案：用于呈现多个平行切片的系统包括显示器118，用于显示包括随时间的3D多普勒数据的超声数据250。用户界面120限定超声数据250内的近侧平面260和远侧平面262，其彼此平行。近端和远端平面260,262限定感兴趣区域 (ROI) 252。信号处理器116从ROI 252内的超声数据250自动提取至少两个切片268至278.至少两个切片268至278是相互平行并显示在显示器118上

