

(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2013-188478

(P2013-188478A)

(43) 公開日 平成25年9月26日(2013.9.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F1  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L 外国語出願 (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2013-50240(P2013-50240)  
 (22) 出願日 平成25年3月13日(2013.3.13)  
 (31) 優先権主張番号 13/419,174  
 (32) 優先日 平成24年3月13日(2012.3.13)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 593063105  
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド  
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.  
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51  
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100114890  
 弁理士 アイゼル・フェリックス＝ラインハルト

最終頁に続く

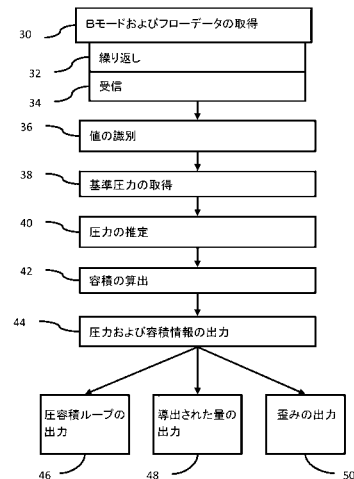
(54) 【発明の名称】 医学診断用超音波イメージングを用いた圧容積

(57) 【要約】

【課題】 圧容積分析(44)は、医学診断用超音波イメージングにおいて提供される。

【解決手段】 患者の心臓は、所定のサイクルの間、複数回走査される(30)。Bモードおよびフロー情報は、さまざまな時間の間得られる(34)。フロー情報を用いて、時間とともに圧力を推定する(40)。例えばカフからの基準圧力(38)を用いて、圧力波形を調整することができる。Bモード情報を用いて、時間とともに心臓容積、例えば時間とともに左心室の容積を決定する(42)。時間上の心臓容積および時間上の圧力はプロットされ(46)、圧容積ループを提供する。圧容積ループは、超音波によって非侵襲的に決定される(44)。

【選択図】 図1





前記表示するステップ(44)は、前記時間に同期した容積の関数として前記圧力のグラフを生成するステップを含む、  
請求項1に記載の方法。

【請求項8】

一回仕事量、後負荷、心臓予備力、収縮性、ピークパワー、コンプライアンス、エラストランス、心室硬度、圧容積面積、拡張終期および収縮終期の圧容積関係、 $dP/dt$ またはそれらの組み合わせを算出するステップ(48)をさらに含む、  
請求項1に記載の方法。

【請求項9】

前記取得するステップ(30)と、前記繰り返すステップ(32)と、前記推定するステップ(40)と、前記算出するステップ(42)と、前記表示するステップ(44)と、は、左心室、右心室または左心室および右心室の両心室に対して自動的に実行され、位置表示のためのユーザ入力を用いない、  
請求項1に記載の方法。

10

【請求項10】

前記圧容積ループとともに歪情報を表示するステップ(50)をさらに含む、  
請求項1に記載の方法。

【請求項11】

医学診断用超音波の圧容積分析のための、プログラムプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した非一時的コンピュータ可読の記憶媒体であって、前記記憶媒体は、

20

第1の心周期の複数の時間に、患者容積を表す超音波データを受信する(34)ための命令と、

前記超音波データから、時間の関数として圧力を決定する(40)ための命令と、

前記超音波データから、時間の関数として、心臓容積用の値を識別する(42)ための命令と、

時間の関数としての前記圧力および時間の関数としての前記心臓容積の関数として情報を出力する(44)ための命令と、

を含む、記憶媒体。

【請求項12】

30

前記受信する(34)ことは、左心室を表すBモードデータと、前記左心室の弁を表すフローデータと、を受信することを含み、

前記圧力を決定する(40)ことは、前記フローデータから前記圧力を決定することを含み、

前記心臓容積用の前記値を識別する(42)ことは、前記Bモードデータから前記左心室の前記値を識別する(42)ことを含む、

請求項11に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項13】

前記圧力を決定する(40)ことは、前記圧力を速度から決定することを含む、

請求項11に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

40

【請求項14】

前記圧力を決定する(40)ことは、基準圧力に基づいて前記速度から前記圧力を拡大縮小することを含む、

請求項13に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項15】

前記値を識別する(42)ことは、ユーザ入力なしで、前記プログラムプロセッサが、前記超音波データから前記値を算出することを含む、

請求項11に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項16】

前記情報を出力する(44)ことは、侵襲性手順での測定なしで、圧容積ループを出力

50

する(46)ことを含む、

請求項11に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項17】

前記情報を出力する(44)ことは、一回仕事量、後負荷、心臓予備力、収縮性、ピークパワー、コンプライアンス、エラストランス、心室硬度、圧容積面積、拡張終期および収縮終期の圧容積関係、 $dP/dt$ またはそれらの組み合わせを出力する(48)ことを含む、

請求項11に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項18】

医学診断用超音波の圧容積分析のための、プログラムプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した非一時的コンピュータ可読の記憶媒体であって、前記記憶媒体は、

第1の超音波データから空腔容積を計算する(42)ための命令と、

第2の超音波データから差動フローを計算するための命令と、

前記差動フローおよび基準圧力から圧力を計算する(40)ための命令と、

前記圧力および前記空腔容積から圧力対容積の関係を生成する(44)ための命令と、を含む、記憶媒体。

【請求項19】

患者の心臓容積を表す前記第1および第2の超音波データを、1つの心周期の間複数回取得する(30)ための命令をさらに含み、

前記空腔容積を計算する(42)ことは、Bモードデータから左心室容積を計算することを含み、

差動フローを計算することは、スペクトル・ドップラー・データから、前記左心室の弁での速度を計算することを含み、

請求項18に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項20】

前記圧力を計算する(40)ことは、前記差動フローから差圧を算出することと、前記基準圧力を用いて前記差圧を調整すること、を含み、

前記圧力は、前記調整された差圧を含む、

請求項18に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項21】

前記生成する(44)ことは、圧容積ループのグラフを生成する(46)ことを含む、

請求項18に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項22】

医学診断用超音波の圧容積分析のための、プログラムプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した非一時的コンピュータ可読の記憶媒体であって、前記記憶媒体は、

空腔圧力を表す圧力波形を測定する(40)ための命令と、

超音波データから時間の関数として空腔容積を計算する(42)ための命令と、

前記空腔圧力および前記空腔容積の情報を結合して、圧力容積ループを生成する(44)ための命令と、

を含む、記憶媒体。

【請求項23】

前記測定する(40)ことは、前記空腔容積を計算するのに使用される超音波データの取得と同期して、侵襲的に測定することを含み、

請求項22に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医学診断用超音波に関するものである。特に、圧容積情報は、超音波イメー

10

20

30

40

50

ジングを使用して決定される。

【0002】

圧容積ループを用いて、患者の心機能を評価する。圧容積ループは、負荷のない測定であり、基礎生理とよく相関する。しかしながら、圧容積ループを算出するために、カテーテルが用いられる。この種の侵襲性的な方法は、より正確であると認識され、非常に重篤な患者に用いられる。

【0003】

画像に基づく代替りのパラメータ、例えば心臓の構造を定める変形、速度および歪みを規定および測定するための調査が続けられている。例えば、左心室の圧力または圧力波形は、時間とともに橈骨動脈または末梢動脈から測定される。リアルタイム超音波走査に対して典型的に限定された空間範囲を考慮すると、動脈が用いられる。拡張期および収縮期の圧力を用いて、大動脈で圧力を引き出す。これは、特定の臨床心臓条件を評価する侵襲性測定の代用として使用される。しかしながら、圧容積ループに含まれる情報は、より有益な情報を潜在的に提供することができる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

導入として、後述する好適実施形態は、医学診断用超音波イメージングを用いた圧容積分析のための方法、システム、コンピュータ可読の媒体および命令を含む。患者の心臓は、所定の心周期の間、複数回走査される。Bモードおよびフロー情報の両方は、複数回得られる。フロー情報を用いて、時間とともに（変化する）心臓の圧力を推定する。例えばカフからの基準圧力を用いて、圧力波形を調整することができる。あるいは、圧力を侵襲的に測定することもできる。Bモード情報を用いて、時間とともに（変化する）心臓容積、例えば時間とともに（変化する）左心室容積を決定する。時間上の心臓容積および時間上の圧力はプロットされ、圧容積ループを提供する。圧容積ループは、超音波によって非侵襲的に決定される。

【0005】

第1の態様において、医学診断用超音波の圧容積分析のための方法が提供される。患者の3次元領域を表すBモードおよびフロー超音波データは、実質的に同時に取得される。取得は、1つの心周期の間複数回繰り返される。プロセッサは、フロー超音波データから、心臓の1つ以上の弁で、時間の関数として圧力を推定する。プロセッサは、Bモードデータから、時間の関数として3次元領域の容積を算出する。圧容積ループは、時間の関数として圧力および時間の関数としての容積を用いて表示される。圧力および容積は、非侵襲的に得られる。

【0006】

第2の態様において、非一時的コンピュータ可読の記憶媒体は、医学診断用超音波の圧容積分析のための、プログラムプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した。記憶媒体は、第1の心周期の複数の時間に、患者容積を表す超音波データを受信するための命令と、超音波データから、時間の関数として圧力を決定するための命令と、超音波データから、時間の関数として、心臓容積のための値を識別するための命令と、時間の関数としての圧力および時間の関数としての心臓容積の関数として、情報を出力するための命令と、を含む。

【0007】

第3の態様において、非一時的コンピュータ可読の記憶媒体は、医学診断用超音波の圧容積分析のための、プログラムプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した。記憶媒体は、第1の超音波データから空腔容積を計算するための命令と、第2の超音波データから差動フローを計算するための命令と、差動フローおよび基準圧力から圧力を計算するための命令と、圧力および空腔容積から圧力対容積関係を生成するための命令と、を含む。

【0008】

10

20

30

40

50

第4の態様において、非一時的コンピュータ可読の記憶媒体は、医学診断用超音波の圧容積分析のための、プログラムプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した。記憶媒体は、空腔圧力を表す圧力波形を測定するための命令と、超音波データから時間の関数として空腔容積を計算するための命令と、を含む。圧力容積ループは、圧力および容積情報を結合することによって計算される。

【0009】

本発明は以下の特許請求の範囲によって定義されるものであり、明細書を、請求項に対する制限としてみなしてはならない。本発明のさらなる態様および利点は、好適実施形態と関連して後述する。

【0010】

コンポーネントおよび図面が必ずしも一定の比率ではなく、その代わりに、本発明の原理を説明するために強調されている。さらに、同様の参照番号は、複数の図面にわたって対応する部品を示す。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】医学診断用超音波の圧容積分析のための方法の一実施形態のフローチャートである。

【図2】圧容積ループの実施例グラフを示す。

【図3】医学診断用超音波の圧容積分析のためのシステムの一実施形態のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

圧容積ループは、心臓病患者の評価のために非侵襲的に推定される。圧容積ループは、ボリューム・エコー・イメージングを使用して所定の外来患者の設定において推定され、圧容積ループ分析によって、患者のスクリーニングあるいは術後の監視が可能になる。圧容積ループは自動的に生成可能なため、オペレータごとに異なって構成することによる不一致を回避する。リアルタイムの、非侵襲性の、最小限の侵襲性の、侵襲性の、および/または、自動化した圧容積ループの算出が、心臓再同期療法(CRT)のようなインターベンショナル心臓手術で使用可能である。

【0013】

リアルタイム容積測定の本モード、カラードップラーまたはスペクトル・ドップラー・データを用いて、複数の弁または生体構造にわたりフロー推定された圧力差とともに、時間の関数として解剖学的容積(例えば左心室(LV))の識別および測定を行う。フロー推定圧力は、基準圧力測定値、例えば上腕の圧力または推定された大動脈圧力波形と結合され、部分的または完全な圧容積ループを生成する。圧力と容積との関係は、心機能の評価のための1つ以上のプロットとして示される。臨床的または生理的に関連したパラメータ、例えば心収縮性、エラストランス、心臓予備力および一回仕事量は、圧力および容積情報から算出可能である。

【0014】

図1は、医学診断用超音波の圧容積分析のための方法を示す。この方法は、図3のシステム10または異なるシステムによって実行される。図1の動作は、図示の順番とは異なる順番で実行されてもよい。追加あるいは異なる動作を用いることもできるし、図1に用いられた動作を減らすこともできる。例えば、動作38が実行されず、基準に調整せずに、超音波ベースの圧力が使用されてもよい。他の例として、動作46、48および50のうちの一つ、または二つが実行されてもよいし、一つも実行されなくてもよいし、または、異なる出力が実行されてもよい。後述する図1の動作は、異なる方法で実施可能である。以下では、少なくとも一つの例示の実施形態が提供されるが、他の実施形態も可能である。

【0015】

この方法では、圧力および容積情報が非侵襲的に得られる。圧容積ループは、手術なし

10

20

30

40

50

で提供可能である。超音波プローブは、患者外側に配置されるか、または、外科的な切開せずあるいは皮膚を穿刺せずに、患者の食道の内側に配置される。非侵襲性の取得によって、より頻繁な分析および/または外科手術を受けてはならない患者への分析が可能になる。代替実施形態では、基準圧力または超音波データは、侵襲性カテーテルまたは他の術中の (intra-operative) プローブを用いて得られる。

**【0016】**

この方法では、圧力および容積情報は自動的に得られる。ユーザは、方法を起動することができる。例えば、ユーザは、患者を走査するために超音波システムを構成し、基準圧力の測定を準備する。所望の方向で心臓または他の位置を走査するためにトランスデューサ・プローブを配置した後、ユーザは、圧力および容積情報の取得を起動する。起動後、圧力および容積情報は、自動的に得られる。ユーザは、画像内で心臓 (例えば、心室または弁) の位置を示さず、測定値を入力せず、トランスデューサ・プローブを、患者を走査するために所望の位置に維持するより他の動作を実行しない。他の実施態様では、方法は半自動式である。ユーザは、弁、心臓壁または他の位置を示し、基準圧力を入力し、得られた情報の質を承認し、または、圧力および容積情報の自動取得を支援する。

10

**【0017】**

左心室の圧力および容積情報は、自動的に取得される。あるいは、右心室、両心室または心臓全体の圧力および容積情報が取得される。患者の他の部分の圧力および容積を決定することもできる。

**【0018】**

動作30において、Bモードおよびフロー超音波データが得られる。Bモードデータは、強度を表す。フローデータは、速度、エネルギー (例えばパワー) および/または分散 (variance) の推定を表す。一実施形態では、少なくとも速度およびエネルギーが推定される。データは、走査によってまたはメモリから取得される。動作34において、データは走査または転送によって受信される。一実施形態では、データは、リアルタイム走査の間、または、走査が発生したとき取得される。

20

**【0019】**

超音波データは、患者の容積を表す。容積は、複数の平面に沿ってまたは容積内の走査線の他の分布に沿って走査される。走査された容積は、対象物、例えば患者の内部である。容積を走査することによって、容積を表すデータ、例えば対象物 (例えば、患者または心臓) 内の複数の異なる平面を表すデータを提供する。容積を表すデータは、対象物の空間サンプリングから形成される。空間サンプルは、容積の音響サンプリング・グリッドにおいて分布した位置に対する。音響サンプリング・グリッドがサンプルの平面配置を含む場合、対象物の空間サンプルは、複数の非平面またはスライスのサンプルを含む。

30

**【0020】**

動作34において、1つ以上の走査線に沿った空間サンプルが受信される。送信ビームが、ただ1つの受信走査線に高周波の音波を当てる場合、その走査線に沿ったサンプルが受信される。送信ビームが、複数の走査線に高周波の音波を当てる場合、その複数の走査線に沿ったサンプルが受信される。例えば、受信ビーム整形は、1つの幅広い送信ビームに回答して、少なくとも30本の異なる受信線に沿って実行される。複数の受信ビームに対するサンプルを生成するために、平行な受信ビーム整形が実行され、複数の受信ビームが同時にサンプリングされる。例えば、システムは、数十または数百の受信ビームを平行に形成することができる。あるいは、要素から受信される信号は、格納され、順次処理される。

40

**【0021】**

空間サンプルは、1つの送信ビームに回答して、および/または、送信ビームのシーケンスに回答して、複数の受信線に対して取得される。幅広いビーム伝送を使用して、複数の薄いスライスに対する空間サンプルは、動的受信収束 (dynamic receive focusing) (例えば、遅延および/または位相の調整または和) を使用して、同時に形成可能である。あるいは、フーリエまたは他の処理を用いて、空間サンプルを形成することができる。

50

## 【 0 0 2 2 】

走査は、複数回実行可能である。動作が繰り返され、視野の異なる部分を順次走査する。あるいは、一回の走査を実行することによって、全視野のためのデータを取得してもよい。

## 【 0 0 2 3 】

全容積は、Bモードに対して一度走査され、フローに対して複数回走査される。複数回の走査は、フローに関連した空間サンプルを取得する。現在周知または将来開発される任意のパルスシーケンスを用いることができる。少なくとも2つの（フローサンプル数）送信のシーケンスは、各走査線に沿って提供される。任意のパルス繰り返し周波数、アンサンプル/フローサンプル数およびパルス繰り返し間隔を用いることができる。送信シーケンスに対するエコー応答を用いて、速度、エネルギー（パワー）および/または分散を所定の時間に推定する。1つの線に沿った送信を、他の1または複数の線に沿った送信で挟む（インターリーブする）ことができる。インターリーブの有無にかかわらず、所定の時間の空間サンプルは、複数の時間から送信を使用して取得される。複数の走査線から推定は、順次であるが、ユーザの観点から同時を表すのに十分迅速に取得可能である。

10

## 【 0 0 2 4 】

受信空間フローサンプルは、ウォールフィルタ（wall filter）/クラッタフィルタ（clutter filter）で処理可能である。クラッタフィルタリングは、所定の時間の動きを推定するためのパルスシーケンス内の信号である。所定の信号が、異なる時間を表す推定のために、例えばクラッタフィルタリングおよび推定のための移動ウィンドウに関連して用いられる。複数のフィルタ出力を用いて、位置に対する運動を複数回推定する。

20

## 【 0 0 2 5 】

フローデータは、空間サンプルから生成される。ドップラー処理、例えば自己相関を用いることができる。他の実施態様では、時間的相関を用いることもできる。他の方法を用いてフローデータを推定することもできる。カラードップラー・パラメータ値（例えば、速度、エネルギーまたは分散値）は、異なる時間に取得される空間サンプルから推定される。1つ以上の特定範囲のゲートのためのパワースペクトルが推定される場合、「カラー」を用いて、フローの空間分布をスペクトル・ドップラー・イメージングから区別する。異なる時間での同一位置のための2つのサンプル間の周波数の変化は、速度を示す。2つ以上のサンプルのシーケンスを用いて、カラードップラー・パラメータ値を推定することができる。推定は、受信信号の異なるグループに対して、例えば完全に別々すなわち独立したグループに対して、または、重なり合うグループに対して形成される。各グループの推定は、所定の時間での空間位置を表す。フローデータの複数のフレームは、異なる時間に容積を表すように取得可能である。

30

## 【 0 0 2 6 】

推定は、容積の空間位置に対して実行される。例えば、異なる平面に対する速度は、走査に応答するエコーから推定される。代替実施形態では、スペクトル・ドップラー・データは、指定位置、例えば弁全体に延在するフロー領域に対して取得される。さらに他の実施形態では、カラーおよびスペクトル・ドップラー情報が取得され、カラードップラー・データを弁に関連したフローを位置決めするために使用し、スペクトル・ドップラーを圧力推定に使用された速度を取得するために使用する。

40

## 【 0 0 2 7 】

フロー推定は、閾値処理されうる。閾値は、速度に適用される。例えば、低い速度閾値が適用される。閾値未満の速度は、除去されるか、他の値、例えばゼロに設定される。他の例として、エネルギーが閾値未満である場合、同一空間位置のための速度値は除去されるか、他の値、例えばゼロに設定される。あるいは、推定された速度が、閾値処理なしで用いられる。

## 【 0 0 2 8 】

Bモードデータも取得される。フローデータ推定に使用される走査の1つ、または、異なる走査が実行される。エコーの強度は、異なる空間位置に対して検出される。

50

## 【0029】

容積に関して、いくつかの空間位置はBモードデータによって表され、他の位置はフローデータによって表される。閾値処理または他のプロセスが実行され、1つの位置が、Bモードおよびフローデータの両方によって表されることを回避する。あるいは、1つ以上の位置が、Bモードおよびフローデータの両方ための値を有することもできる。両方のタイプのデータがともに容積を表すとともに、異なるタイプのデータは個別に格納および/または処理され、または、容積を表す1組に合併されうる。

## 【0030】

幅広いビーム送信を使用し、複数の走査線に沿って受信することによって、または、より大きい下位容積(sub-volume)または送信ごとに全容積のためのデータを取得することによって、より迅速な走査が提供される。動作32におけるより迅速な繰り返し走査によって、Bモードおよびドップラー推定のリアルタイム取得が可能になる。例えば、全容積は、1秒につき少なくとも10回走査される。一実施形態では、容積速度は、1秒につき20、25または他の数である。各容積走査は、Bモードおよびフローデータの両方を取得することに関連している。異なるタイプのデータは、実質的に同時に取得され、異なるタイプのデータに対する異なる送信および/または受信処理のインターリーブが可能となる。例えば、10以上の容積のデータは、各容積が、心周期の略同一の部分(例えば、心周期の1/10の範囲内で)を表すBモードおよび速度データを含む場合、各心周期に対して取得される。代替実施形態では、Bモードデータの取得の速度は、カラードップラー・データより大きいか小さく、スペクトル・ドップラーと同一か小さい。

10

20

## 【0031】

3次元に分布した複数の位置(例えば、ボクセル)でBモードおよびフローデータを取得することによって、リアルタイム容積のフローおよびBモードデータが取得される。心拍から心拍の全容積のBモードおよび/またはフロー取得能力は、心臓または左心室の流入および流出にわたる同時の容積およびフロー測定を可能にする。平行受信を用いて、容積測定データを、スティッチング(stitching)なしで取得することができる。全容積を走査するために順次使用される異なる送信焦点深度を回避することができる。あるいは、スティッチされた取得が用いられる。

## 【0032】

容積データは、スペクトル・ドップラー情報を含んでもよいし含まなくてもよい。例えば、1つ、2つまたはそれ以上の位置(例えば、弁)に対するフロー情報は、流入および流出を表すスペクトル・ドップラー・データである。代替実施形態では、空間速度(例えば、カラードップラー)は、弁フローのためのスペクトル・ドップラーなしで使われる。

30

## 【0033】

動作32の繰り返しは、1つの心周期またはそれ以上の一部の間に行われる。例えば、繰り返しは、同一の心周期で複数回生じる。容積のシーケンスが取得される。1つ以上の全心周期の間心臓を表すデータを取得することができる。複数の心周期を使用すると、平均値を求めることができる。複数の心周期から同一位相を表すデータを結合することができ、または、複数の心周期の同一位相のデータから算出された任意の量から平均値を求めることができる。

40

## 【0034】

一実施形態では、システムによる、動作30でのデータ取得と、動作32での繰り返しと、動作34での対応する受信と、は結果として、少なくとも1つの心周期全体にわたって左心室を表すBモードデータを生ずる。少なくとも1つの心周期全体にわたって左心室および/または単なる弁位置を表すフローデータも得られる。

## 【0035】

動作36において、1つ以上の弁が識別される。僧帽弁、大動脈弁、三尖弁および/または肺動脈弁が識別される。弁は、組織構造または組織構造に隣接するあるいは組織構造を通るフロー領域として識別される。所望の弁を位置決めするために、関心のある容積領域は、データから識別される。関心領域とは、関心のある組織またはフロー領域である。

50

例えば、Bモードデータを用いて、組織構造、例えば弁または心臓壁を識別する。関心領域は、組織構造上に、組織構造に隣接して、または、組織構造に関連する位置に配置される。ジェット領域をカバーするために弁から離して配置された関心のあるフロー領域は、弁の位置に基づいて識別される。フロー領域は、ジェット、フロー路、フロー面または血管腔を含むことができる。フローおよびBモードデータは実質的に同時に取得されるので、データは空間的に登録され、1つのタイプのデータを用いて、他のタイプのデータに関連した領域を決定することができる。あるいは、関心のある容積領域は、Bモード情報なしでフローデータから識別され、例えば、ジェット領域、ジェット方向または乱流を識別する。さらに他の実施形態において、組織運動（例えば、組織ドップラー）を用いて、弁を識別する。

10

**【0036】**

識別は、手動、半自動または自動で行われる。ユーザは、関心領域を位置決めし、大きさを設定し、正しい位置に配置することができる。プロセッサは、関心領域を決定するために、任意のアルゴリズム、例えば、知識ベース、モデル、テンプレートマッチング、勾配ベースのエッジ検出、勾配ベースのフロー検出、あるいは、現在周知または将来開発されるその他の組織および/またはフロー検出を適用することができる。半自動識別のために、ユーザは、組織構造位置、エッジ点またはプロセッサにより用いられる他の情報を示し、関心領域の位置、方向およびサイズを決定することができる。

**【0037】**

関心のある複数の容積領域は、識別可能である。関心領域は、同一容積において識別される。例えば、2つの関心のあるフロー領域は、識別される。フロー領域は、フローが1つの領域で正確であり、他の領域ではフローをデエイリアスする（de-alias）ために用いられるようなものである。関心のあるフロー領域は、質量保存に関連し、例えば同一の血管、室または他のフロー構造の一部である。一実施形態では、流入路のためのジェットに関連した関心領域は識別され、流出路に関連した関心領域は識別される。例えば、関心領域は、左心室流出路（LVOT）および僧帽弁輪を識別する。他の構造に関連したフロー領域を識別することもできる。

20

**【0038】**

関心領域は、空間的に異なっている。重なり合うか完全に空間的に異なった関心領域に対して、1つの関心領域におけるいくつかの位置は、他の関心領域には存在せず、他の関心領域のいくつかの位置は、当該1つの関心領域には存在しない。

30

**【0039】**

他の実施態様では、複数の関心領域は、同一の組織またはフロー構造に関連している。例えば、組織構造、例えば弁の反対側の2つのフロー領域は識別される。関心領域は、同一のフロー路に存在し、同一のフローの異なる位置での複数の測定を提供することができる。領域は、付加的な測定、例えばPWまたはスペクトル・ドップラー測定の位置として機能し、フロー解剖に関するそれらの周知の空間位置および方向を用いて、フロー推定を修正することができる。

**【0040】**

繰り返しを考慮すると、関心領域（例えば弁）は、シーケンスを通して追跡される。類似度計算を用いて、他の容積における関心領域の最も適当な場所および方向を決定することができる。相関、絶対差の最小和または他の類似度計算が実行される。Bモードデータを用いて追跡する。あるいは、フローデータが用いられる。Bモードおよびフローデータの両方を用いて、例えば追跡し、位置の平均値を求めることができる。追跡するよりむしろ、弁の識別は、容積または心周期の位相に対して、他の位相または容積の識別と独立して実行可能である。

40

**【0041】**

動作38において、基準圧力が取得される。基準圧力は、実際の血圧である。例えば、上腕カフを用いて、1つまたは2つの圧力を決定する。例えば、心臓拡張期および収縮期の両方の動脈の圧力が測定される。橈骨圧力測定を用いることもできる。他の実施態様で

50

は、心臓または左心室内の圧力は、侵襲性カテーテルを使用して直接測定される。

【0042】

基準圧力は、心周期の1つ以上の部分に対するものである。直接測定によって、時間とともに変化する圧力を測定することができ、あるいは、心周期の多くの位相に対する圧力を測定することができる。カフまたは圧力測定は、単に1つまたは2つの位相のみに対する圧力を提供することができる。

【0043】

動作40において、心周期の全体にわたる圧力または心周期の一部における圧力が推定される。圧力は、侵襲性あるいは最小限の侵襲性の方法を使用して推定可能である。例えば、カテーテルまたは他の装置が患者に挿入され、圧力を測定する。ECG、トリガまたはタイムスタンプを使用して、圧力測定は、容積の決定のために使用される超音波データ取得と時間的に同期して、または、取得後に行われる。直接の圧力測定が利用できない場合、時間とともに変化する圧力は超音波データから推定される。プロセッサは、速度または他のフロー情報から圧力を算出する。

【0044】

圧力は、実際の圧力でもよく、例えば、基準圧力によって調整される差動フローから計算されてもよい。あるいは、圧力は、相対的な圧力でもよい。超音波データ、例えば差動フローから推定された圧力のみを使用して、心周期全体にわたる相対的な圧力は推定される。この推定圧力は、時間とともに圧力の変化を提供するが、時間とともに変化する実際の圧力ではない。

【0045】

圧力は、差圧として計算される。流入路と流出路間のフローの差は、圧力を示す。複数の弁で速度を識別することによって、速度の違いは、圧力を示す。空間フロー（例えば、カラー Doppler）が用いられる。領域上のピーク速度、弁のフロー領域の中心の速度、弁領域の平均速度または他の速度が用いられる。

【0046】

他の実施形態では、スペクトル・Doppler速度が用いられる。レンジゲートが配置され、弁を通るフローの直径、最大フローの領域、弁を通るフローの中心または弁に関連した他の位置をカバーする。レンジゲートは、弁の両側に延在する、または、一方側のみに配置可能である。スペクトルからのピーク、平均または他の速度を用いて、差動フローを決定する。十分な時間軸分解度については、2つ以上のスペクトルからの速度から平均値を求めることができる。

【0047】

代替実施形態では、速度関連のフロー量が、速度の代わりに用いられる。例えば、弁を通る容積フローまたはジェットにおけるフローの分散を用いることができる。

【0048】

速度または他のフロー量の差が算出される。圧力を推定するための任意の関数を用いることができる。例えば、ベルヌーイまたはナビエ-ストークス方程式が用いられる。複数の弁全体の圧力差は、周知の流体力学の原理を使用して時間の関数として推定される。一実施形態では、流入路と流出路との間の速度差の二乗を用いて、弁または空腔全体の圧力差を推定する。他の実施態様において、単一の弁における速度が、差動速度またはフローの代わりに用いられる。1つの弁の入出速度の差を用いることもできる。

【0049】

差動フローから推定される圧力は、差圧を提供する。流入弁および流出弁を通るフローを推定する他の方法を用いることもできる。

【0050】

基準圧力が利用できる場合、超音波フローデータから推定される差圧は調整可能である。推定された圧力を拡大縮小することによって、時間の関数としてのより正確な圧力を提供することができる。

【0051】

10

20

30

40

50

基準圧力が心周期において関心となる全位相未満に対するものとするので、他の位相に対する速度からの圧力の推定が用いられる。超音波データを用いて、1つの心周期の間、複数の時間すなわち位相で、例えば10回以上で圧力を推定することができる。これらの時間の1つまたは2つに対する基準圧力を用いて、心周期全体にわたって推定された圧力を調整する。血圧（例えば、中心または大動脈）の基準測定値から計算された圧力差を用いて、時間の関数として圧力波形を生成する。例えば、フローから推定される圧力と心周期の同一点を表す基準圧力との差分が決定される。同一の差分は、心周期の他の時間に対してフロー推定された圧力に適用される。基準圧力が複数の位相に利用できる場合、平均差が用いられる。あるいは、調整に用いられる差分の量は、時間の関数として内挿され、フロー推定された圧力に適用される。調整された圧力を用いて、心周期の他の時間の圧力を拡大縮小する。

10

**【0052】**

心臓の複数の空腔の圧力波形は、個別に（例えば異なる時間に）推定可能である。次に、複数の推定が結合され、1つの圧容積曲線を生成することができる。P-Vループの複数の部分は、複数時間に計算される。複数の部分は、必要に応じて、結合または個々に用いられる。

**【0053】**

動作42において、容積が算出される。容積は3次元領域である。任意の領域に対する容積が用いられる。例えば、左心室の容積が決定される。右心室、心臓全体または他の空腔の容積を算出することもできる。

20

**【0054】**

容積は、Bモードデータから算出される。エッジ、組織構造または他の情報は、Bモードデータから得られる。代替的あるいは付加的な実施形態において、容積はフローデータから算出される。例えば、フロー領域（例えば大きい血液プール）の容積が決定される。

**【0055】**

任意の容積の決定を用いることができる。一実施形態では、プロセッサは、心臓または心臓腔を分割することによって、超音波データから容積を自動的に算出する。左心室のためのエッジまたは心臓壁は見出され、線は任意のギャップに対して接続される。心臓腔の自動、半自動式または手動の分割のために、任意の方法を用いることができる。自動化のために、プロセッサは、任意のアルゴリズム、例えば、知識ベース、モデル、テンプレートマッチング、勾配ベースのエッジ検出、勾配ベースのフロー検出または現在周知または将来開発されるその他の組織またはフロー検出を分割に適用することができる。例えば、閾値処理を用いて、十分なフローがBモードおよびカラードアップラー画像の組み合わせに存在するか否かを決定する。Bモード、速度、エネルギーおよび/または他の情報は、閾値処理される。大きなBモードまたは小さい速度および/またはエネルギーを有する位置は、組織として示される。小さいBモードまたは十分な速度および/またはエネルギーを有する位置は、フローとして示される。穴を塞ぐためのローパスフィルタリングの後、弁以外の組織によって包囲される最大の連続フロー領域は、例えば、領域拡張、骨格化、フィルタリングまたは方向性フィルタリングを使用して識別される。

30

**【0056】**

一実施形態では、関心領域のためのBモードデータは、ローパスフィルタで処理され、ノイズ関連の穴を満たす。フィルタ処理されたBモードデータの勾配を用いて、組織境界を決定する。境界は、組織をフロー構造から分離する。他のエッジ検出を用いて、例えばフローデータの勾配を用いて、関心フローをよりよく分離することができる。両方の組合せを用いることもできる。

40

**【0057】**

他の実施形態では、知識ベース・システムが用いられる。機械学習または他の訓練を用いて、空腔を識別するためにさまざまな特徴入力のための重みの行列を決定する。行列は、Bモードおよび/またはフローデータに対する心臓または空腔のモデルの確率マッピングを表す。モデルは、所定の患者のためのデータに最も適合するために、確率マッピング

50

を用いて拡大縮小、回転および並進される。モデルは、次にどの容積が算出されるかという場所を示すために注釈がついている。容積は、適合後にモデルから決定される。

【0058】

一旦分割されると、心臓腔、例えば左心室の容積は算出される。容積は、組織境界の中で、隣接するフロー領域の中で、あるいは、左心室または他の空腔の他の指定である。走査パラメータを使用して、Bモードまたはフローデータの空間分布は、走査フォーマットであるか、走査変換フォーマットであるか、あるいは、3次元グリッドに内挿されているかにかかわらず、容積を算出するために用いられる。

【0059】

容積は、心周期の間、複数の時間に対して算出される。一実施形態では、分割および容積算出は、取得されたBモードデータの容積の各々に対して個別に実行される。他の実施形態では、分割された領域は、追跡され、あるいは、次または前の容積に適合される。一旦他の走査のデータに適合されると、他の走査の異なる時間に対する容積は、異なる時間に他の適合に基づいて算出される。1つの心周期の異なる位相または時間に対する容積を算出することによって、容積は、時間の関数として決定される。心臓空腔容積の3次元の心拍から心拍への変化は、波形として表される。

【0060】

動作44において、情報は、圧力および容積に基づいて出力される。出力は分割可能であり、例えば、時間の関数としての圧力および時間の関数としての容積を、異なるグラフに表示することができる。値は、テキストとして、例えば収縮期および拡張期の圧力および容積として出力可能である。出力は、1つ以上の画像、例えばBモードまたはフローデータを用いた複数平面再構築または3次元レンダリングを含むことができる。心臓の容積、弁、圧力測定位置または他の態様は、強調され、例えば着色され、または、グラフィック・オーバーレイにおいて表現可能である。

【0061】

圧力および容積の平均値または瞬間値は出力され、例えば画像のシーケンスで各画像に対する圧力および容積を示すことができる。代替的または追加的に、出力は、時間の関数として圧力および/または容積を示す。圧力および/または容積の波形の1つ以上の特徴を表すグラフ、変化統計または他のパラメータを表示することができる。

【0062】

圧力および容積情報は、一緒に表示可能であり、例えば、圧力と容積との関係を同一のグラフまたは隣接するグラフに示すことができる。例えば、圧力および容積の波形は、共通の時間軸で互いに重ねられる。

【0063】

一実施形態では、圧容積ループは、動作46において生成される。圧力容積ループは、動作44の出力の1種類である。図2は、実施例の圧容積ループを示し、容積はx軸に沿ってプロットされ、圧力はy軸に沿ってプロットされている。容積が変化すると、圧力も変化する。ループは、1つの所定の心周期を表す。心周期の間の複数の時間の圧力および容積は、グラフにプロットされる。曲線、線またはモデルを適合することによって、任意のギャップを内挿可能である。

【0064】

圧容積ループの生成されたグラフが表示される。取得の間、例えば、同一の心周期で順次プロットする間、または次の心周期または同一のイメージング・セッション内で完成したグラフを表示するとき、グラフは表示される。グラフは、時間の関数として圧力および容積を表す。圧力および容積の波形を結合することによって、心機能は評価可能である。時間に同期する容積の関数としての圧力のグラフは(例えば、EKGまたは取得同期)、診断に役立つ。圧容積ループは、侵襲性手術なしで提供される。

【0065】

動作48において、パラメータのための値は出力される。この値は、動作44の出力の他の例である。値は、瞬間的または時間の関数として、圧力および/または容積情報から

10

20

30

40

50

導出される。例えば、心拍から心拍までのパラメータ、例えば1回拍出量 (SV)、収縮性 (例えば、駆出率、 $SV/EDV$  および / または  $dp/dt$  最大)、前負荷 (EDV または EDP)、後負荷 (大動脈および心室圧力)、コンプライアンス ( $dV/dP$ )、心室硬度 (stiffness) (コンプライアンスの逆) および / またはエラストランス ( $dP/dV$ ) は、算出される。他の例として、ESPVR および EDPVR から導出されるパラメータ、例えば圧容積面積 PVA および / またはポテンシャルエネルギー PE は算出される。さらに他の例では、処理パラメータ、例えば収縮終期圧容積関係 ESPVR、拡張終期圧容積関係 EDPVR、前負荷の回復可能な一回仕事量 PRSW、拡張終期容量関係に対する  $DP/dt$  最大対  $Ve/dP/dt$  最大 および / または最大エラストランス  $E_{max}$  (時間変動するエラストランスから計算される) が算出される。一回仕事量 (PVL の面積)、心臓予備力、収縮性、ピークパワー および / または  $dP/dt$  は、圧容積ループ および出力から算出可能である。例えば LV 関数 - CO、SV、EDV、ESV、LVEF、ESP、EDP、 $dP/dt$  最大、 $dP/dt$  最小、一回仕事量 = PVL の面積、LVES エラストランス (EES) =  $ESP/ESV$ 、LVED 硬度 (EED) =  $EDP/EDV$ 、LV 実効大動脈弾性率 (EA) =  $ESP/SV$ 、VA 結合 =  $EES/EA$ 、および / または時間変動する壁張力  $WS(t) = P(t) \times (1 + 3 \times V(t)/LVM)$  が出力される。任意の臨床的または生理的に関連したパラメータを算出および表示することができる。心室、収縮性状態、収縮性保存、一回仕事量、ピークパワー および関数の負荷のない測定の現在のリアルタイムの関数情報は、外来患者設定において非侵襲的に得られる。

10

20

## 【0066】

量 (すなわち、値) は、画像の有無にかかわらず表示される。量は、値、数、グラフ、色変調またはテキストとして表示される。画像のシーケンスが視認されるとき、所定の容積またはデータに関連した量が表示される。

## 【0067】

動作 50 において、歪み情報は、圧容積ループを用いて出力される。歪みまたは歪み速度は、動作 44 の他の出力の例である。超音波を用いて、走査軸または線に沿って歪みを測定する。2次元または3次元の歪みを算出することができる。他の2次元または3次元の力学情報は、心機能の広範囲の分析のために出力可能である。

## 【0068】

リアルタイムの実施において、圧力および容積の情報は、動作 30 の取得と同一の心周期の間算出される。容積の取得の後完全な心周期が発生する前に、量は算出される。算出は、心周期の間発生する。多少の遅延が与えられることがある。同一の心周期内でない場合であっても、算出は取得中に実行される。算出は、進行中の診断検査または走査セッションの一部である。次の心周期の間、以前の心周期からの圧容積ループが表示される。以前の心周期は、直前の心周期または他のもっと前の心周期でもよい。代替実施形態では、算出は、異なる時間、日または他の時間の間、例えば検査または走査セッションの後の再調査セッションの間に、取得データのために実行される。

30

## 【0069】

圧容積ループを用いて、収縮期および拡張期の LV 機能、弁疾患、心不全、心筋収縮力に影響を与える状態または他の条件を評価することができる。これは、臨床訪問の間、心臓手術手順の一部として、または、心臓機能の薬理的処置の評価および監視のために使用される。圧容積ループは、LV 機能の手術前、手術中、手術後の評価のために生成可能である。他のエコーベースの測定値とともに非同期性 (dyssynchrony) のより良好な定量化が、心臓再同期療法のために提供可能である。

40

## 【0070】

図 3 は、医学診断用超音波の圧容積分析のシステム 10 の一実施形態を示す。システム 10 は、送信ビームフォーマ 12 と、トランスデューサ 14 と、受信ビームフォーマ 16 と、メモリ 18 と、フィルタ 20 と、B モード検出器およびフロー推定器 22 と、メモリ 28 と、プロセッサ 24 と、カフ/EKG 入力または装置 25 と、ディスプレイ 27 と、を含む。追加のコンポーネントまたは異なるコンポーネントを設けることもできるし、コ

50

ンポーネントを減らすこともできる。例えば、システムは、Bモード検出器およびフロー推定器22およびプロセッサ24を含むが、フロントエンドのコンポーネント、例えば送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16を含まなくてもよい。一実施形態では、システム10は、医用診断超音波システムである。他の実施態様において、システム10は、コンピュータまたはワークステーションである。また他の実施形態において、Bモード検出器およびフロー推定器22は医用診断超音波システムまたは他の医学画像システムの一部であり、プロセッサ24は別個のワークステーションまたはリモートシステムの一部である。

#### 【0071】

トランスデューサ14は、複数の要素のアレイである。要素は、圧電性または容量性の膜要素である。アレイは、1次元アレイ、2次元アレイ、1.5次元アレイ、1.25次元アレイ、1.75次元アレイ、環状アレイ、多次元アレイ、ウォブラーアレイ、それらの組み合わせ、あるいは、現在周知または将来開発される他の任意のアレイとしても構成される。トランスデューサ要素は、音響エネルギーと電気エネルギーとを変換する。トランスデューサ14は、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16と送信/受信スイッチを介して接続されているが、他の実施形態では、個別の接続を用いることもできる。

#### 【0072】

送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16は、トランスデューサ14を用いて走査するためのビームフォーマである。送信ビームフォーマ12は、トランスデューサ14を用いて、1つ以上のビームを送信し、領域を走査する。ベクトル（登録商標）、セクタ、リニアあるいは他の走査フォーマットを用いることができる。一実施形態では、送信ビームフォーマ12は、少なくとも30の異なる受信線をカバーするのに十分に大きいビームを送信し、受信ビームフォーマ16は、これらの異なる受信線に沿って送信ビームに応答して受信する。数十または数百の受信線に沿った幅広いビーム送信および平行な受信ビーム整形の使用によって、複数のスライスまたは左心室のような容積のリアルタイム走査が可能となる。受信線および/または送信ビームは、容積内で分布し、例えば、1つの送信に対する受信線は、少なくとも2つの異なる平面に存在する。受信ビームフォーマ16は、異なる深さで受信ビームをサンプリングする。異なる時間に同一位置でサンプリングすると、フロー推定のためのシーケンスが得られる。

#### 【0073】

一実施形態では、送信ビームフォーマ12は、プロセッサ、遅延、フィルタ、波形発生器、メモリ、位相回転器、デジタル/アナログ変換器、増幅器、それらの組み合わせ、あるいは、現在周知または将来開発される任意の送信ビームフォーマのコンポーネントである。一実施形態では、送信ビームフォーマ12は、エンベロープ・サンプルをデジタル的に生成する。フィルタリング、遅延、位相回転、デジタル/アナログ変換および増幅を使用して、所望の送信波形が生成される。他の波形生成器、例えばスイッチングパルスまたは波形メモリを用いることもできる。

#### 【0074】

送信ビームフォーマ12は、トランスデューサ14の送信開口の各要素に対して、送信波形の電気信号を生成するために、複数のチャンネルとして構成される。波形は、単極、双極、階段状、正弦波、所望の中心周波数または複数あるいは小数のサイクル数を有する周波数帯域の他の波形である。波形は、相対的遅延および/または位相および音響エネルギーを焦点化する振幅を有する。送信ビームフォーマ12は、開口（例えば能動要素の数）、複数のチャンネル全体のアポディゼーション・プロファイル（例えば、質量の種類または中心）、複数のチャンネル全体の遅延プロファイル、複数のチャンネル全体の位相プロファイル、中心周波数、周波数帯域、波形形状、サイクル数およびそれらの組み合わせを変えるためのコントローラを含む。送信ビーム焦点は、これらのビームフォーマのパラメータに基づいて生成される。

#### 【0075】

受信ビームフォーマ16は、プリアンプ、フィルタ、位相回転器、遅延器、加算器、ベースバンド・フィルタ、プロセッサ、バッファ、メモリ、それらの組み合わせ、あるいは、現在周知または将来開発される他の受信ビームフォーマ・コンポーネントである。受信ビームフォーマ16は、トランスデューサ14に影響を与えるエコーまたは音響エネルギーを表す電気信号を受信するための複数のチャンネルに構成される。トランスデューサ14内の受信開口の各要素からのチャンネルは、増幅器および/または遅延器に接続される。アナログデジタル変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル化する。デジタル無線周波数受信データは、ベースバンド周波数に復調される。任意の遅延、例えば、動的受信遅延および/または位相回転は、増幅器および/または遅延器によって適用される。デジタルまたはアナログの加算器は、受信開口の異なるチャンネルからのデータを結合し、1つまたは複数の受信ビームを形成する。加算器は、単一の加算器またはカスケードされた加算器である。一実施形態では、ビームフォーマ加算器は、複雑な方法で、例えば、位相情報が形成されたビームのために維持されるように、同相のおよび求積チャンネルデータを合計するように動作可能である。あるいは、ビームフォーマ加算器は、位相情報を維持することなくデータ振幅または強度を合計する。

10

20

30

40

50

#### 【0076】

受信ビームフォーマ16は、送信ビームに応答して受信ビームを形成するように動作可能である。例えば、受信ビームフォーマ16は、各送信ビームに応答して、1つ、2つ、または、それ以上（例えば、32、48または56）の受信ビームを受信する。受信ビームは、対応する送信ビームに対して共線、平行およびオフセットまたは非平行である。受信ビームフォーマ16は、走査された領域の異なる空間位置を表している空間サンプルを出力する。一旦チャンネルデータがビーム整形され、または、結合され、走査線11に沿って空間位置を表すと、データはチャンネル領域から画像データ領域に変換される。位相回転器、遅延器および/または加算器は、平行な受信ビーム整形のために繰り返し可能である。平行な受信ビームフォーマの1つ以上は、チャンネルの部分を共有し、例えば最初の増幅を共有することができる。

#### 【0077】

組織運動または流体速度のようなイメージング運動、複数の送信および対応する受信は、実質的に同一空間位置に対して実行される。複数の受信イベント間の位相変化は、組織または流体の速度を示す。速度サンプルグループは、複数の走査線11の各々に対する複数の送信に対応する。実質的に同一の空間位置、例えば走査線11が速度サンプルグループ内で走査される回数は、速度サンプル数である。異なる走査線11、異なる速度サンプルグループまたは異なるタイプのイメージングのための送信は、交互に実行可能である。速度サンプル数内の実質的に同一の走査線11に対する送信間の時間量は、パルス繰返し間隔またはパルス繰返し周波数である。本願明細書では、パルス繰返し間隔を用いるが、パルス繰返し周波数を含むものとする。

#### 【0078】

メモリ18は、ビデオランダムアクセスメモリ、ランダムアクセスメモリ、取り外し可能媒体（例えばディスクまたはコンパクトディスク）、ハードドライブ、データベース、コーナータンギングメモリ、または、データまたはビデオ情報を格納するための他のメモリデバイスである。一実施形態では、メモリ18は、運動パラメータ推定経路のコーナータンギングメモリである。メモリ18は、実質的に同一の走査線に沿って複数の送信に回答する信号を保存するように動作可能である。メモリ22は、音響グリッド、デカルトグリッド、デカルト座標グリッドおよび音響グリッドの両方においてフォーマットされる超音波データおよび3次元グリッドの容積を表す超音波データを格納するように操作可能である。

#### 【0079】

フィルタ20は、クラッタ（例えばウォール）フィルタ、有限インパルス応答フィルタ、無限インパルス応答フィルタ、アナログフィルタ、デジタルフィルタ、それらの組み合わせ、あるいは、現在周知または将来開発される他のフィルタである。一実施形態では、

フィルタ 20 は、信号をベースバンドにシフトするミキサーおよびベースバンドから離れた周波数で情報を削除または最小化するためのプログラム可能なローパスフィルタ応答反応を含む。他の実施態様では、フィルタ 20 は、ローパスフィルタ、ハイパスフィルタまたはバンドパスフィルタである。フィルタ 20 は、流体に対して遅く移動する組織から速度情報を識別し、あるいは、流体からの速度情報を維持しながら、組織からデータの影響を低減する。フィルタ 20 は、セット応答を有するかまたはプログラムされ、例えば、信号フィードバックの関数としてまたは他の適応方法で動作を変更することができる。さらに他の実施形態において、メモリ 18 および / またはフィルタ 20 は、フロー推定器 22 の一部である。バイパスは、B モード検出のために提供可能である。

#### 【0080】

B モード検出器およびフロー推定器 22 は、フローデータを推定するためのドップラー・プロセッサまたは相互相関プロセッサおよび強度を決定するための B モード検出器である。代替実施形態において、任意のさまざまな入力データから速度、エネルギーおよび / または分散を推定するための現在周知または将来開発される他の装置が提供されうる。フロー推定器 22 は、異なる時間に実質的に同一の位置に関連した複数の信号を受信し、同一位置からの連続的な信号間の位相の変化または平均的变化に基づいて、ドップラーシフト周波数を推定する。速度は、ドップラーシフト周波数から算出される。あるいは、ドップラーシフト周波数が、速度として使われる。エネルギーおよび分散もまた、算出可能である。

#### 【0081】

フローデータ（例えば、速度、エネルギーまたは分散）は、ビーム整形された走査サンプルから走査容積の空間位置のために推定される。例えば、フローデータは、容積の複数の異なる平面を空間ドップラー・データとして表す。

#### 【0082】

フロー推定器 22 は、1 つ以上の閾値を適用し、十分な運動情報を識別することができる。例えば、速度および / または速度を識別するためのエネルギー閾値処理が用いられる。代替実施形態では、別々のプロセッサまたはフィルタが、閾値を適用する。B モード検出器およびフロー推定器 22 は、容積のための B モードおよびフローデータを出力する。

#### 【0083】

フロー推定器 22 は、代替的にまたは追加的にスペクトル・ドップラー・プロセッサである。各位置のための複数のサンプルは、フーリエ変換される。結果として生じるスペクトルは、各周波数でのパワーを示し、速度、エネルギーおよび分散の徴候を与える。

#### 【0084】

メモリ 28 は、ビデオランダムアクセスメモリ、ランダムアクセスメモリ、取り外し可能媒体（例えばディスクまたはコンパクトディスク）、ハードドライブ、データベース、または B モードおよびフローデータを格納するための他のメモリデバイスである。格納されたデータは、極座標またはデカルト座標フォーマットである。メモリ 28 は、プロセッサ 24 によって、さまざまなフィルタリング、レンダリング・パス、算出または図 1 に記載されている他の動作のために用いられる。さらに、プロセッサ 24 はデータを再フォーマットすることができ、例えば、容積を表すデータを、一定間隔のデカルト座標 3 次元グリッドに内挿することができる。

#### 【0085】

カフまたは EKG 接続または装置 25 は、圧容積ループを決定するための入力を提供する。例えば、プロセッサまたは基準圧力の測定のための出力接続を有する上腕カフが提供される。装置からの測定値は、超音波システムによって受信可能である。測定値は自動化され、基準圧力が必要に応じて測定される。あるいは、ユーザは、測定をトリガすることができ、手動で測定された圧力を入力することさえできる。

#### 【0086】

代替的にまたは追加的に、カフまたは EKG 接続または装置 25 は、EKG システムである。EKG 信号を用いて、取得データと関連した心臓の位相を示すことができる。E K

10

20

30

40

50

G信号を用いて、データおよび/または異なる心周期から得られた同一位相の量は、結合可能である。EKG信号を用いて、実質的に同時の取得およびタイムスタンプの代わりに圧力および容積情報を同期させることができる。

【0087】

ディスプレイ27は、CRT、LCD、プラズマ、プロジェクタ、モニタ、プリンタ、タッチスクリーン、あるいは、現在周知または将来開発される他のディスプレイ装置である。ディスプレイ27は、RGBまたは他の明度を受信し、画像を出力する。画像は、グレイスケールまたは色画像とすることができる。画像は、ビームフォーマおよびトランスデューサ14によって走査された患者の領域を表し、および/または、圧容積ループまたは他の派生量を含むことができる。

10

【0088】

プロセッサ24は、デジタル信号プロセッサ、汎用プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲート・アレイ、コントロールプロセッサ、デジタル回路、アナログ回路、グラフィックス処理ユニット、それらの組み合わせまたは計算、アルゴリズム、プログラミングまたは他の機能を実施する現在周知または将来開発される他の装置である。プロセッサ24は、メモリ18、28または医学診断用超音波を用いた圧容積分析のための異なるメモリの命令に従って動作する。

【0089】

プロセッサ24は、Bモード検出器およびフロー推定器22、メモリ28および/または他のソースからBモードおよびフローデータを受信する。一実施形態では、プロセッサ24は、データを処理し、および/または、システム10の他のコンポーネントの動作を制御することによって、本願明細書に記載のアルゴリズム、動作、ステップ、機能、方法またはプロセスの1つ以上を実施する。追加または複数のプロセッサを用いて、アルゴリズムのさまざまな態様を実施することができる。

20

【0090】

プロセッサ24は、ソフトウェアおよび/またはハードウェアによって構成される。プロセッサ24によって、Bモードおよびフローデータが取得される。代替的または追加的に、プロセッサ24は、データの受信を制御する。プロセッサ24は、基準圧力および/またはEKG信号の測定または受信を制御する。プロセッサ24は、データを処理し、弁を識別し、圧力を推定し、容積を算出し、出力(例えば、圧力容積ループ・グラフ)を生成する。

30

【0091】

上述したプロセス、方法および/または技術を実施するための命令は、非一時的コンピュータ可読の記憶媒体またはメモリ、例えばキャッシュ、バッファ、RAM、取り外し可能媒体、ハードドライブまたは他のコンピュータ可読の記憶媒体に格納されている。一実施形態では、命令は、医学診断用超音波の圧容積分析のためのものである。コンピュータ可読の記憶媒体は、様々な種類の揮発性および不揮発性記憶媒体を含む。図面に示されているかまたは本明細書に記載されている機能、動作またはタスクは、コンピュータ可読の記憶媒体に保存された1つ以上の命令セットに応答して実行される。機能、動作またはタスクは、命令セット、記憶媒体、プロセッサまたはプロセッシングストラテジの特定の種類とは無関係であり、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって単独で、または、協同で実行可能である。同様に、プロセッシングストラテジは、マルチプロセッシング、マルチタスキング、並列処理などを含むことができる。一実施形態では、命令は、ローカルシステムまたはリモートシステムによって読み出される取り外し可能媒体装置に保存される。他の実施形態では、命令は、コンピュータ・ネットワークまたは電話線による転送のための遠隔位置に保存される。さらに他の実施形態では、命令は、所定のコンピュータ、CPU、GPUまたはシステム内に保存される。

40

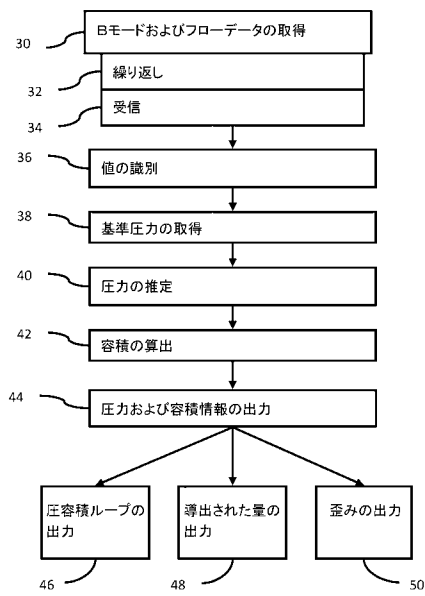
【0092】

各種実施形態を参照して本発明を説明してきたが、本発明の範囲内において、多数の変更および修正が可能であることを理解されたい。それゆえ、上述した詳細な説明が、制限

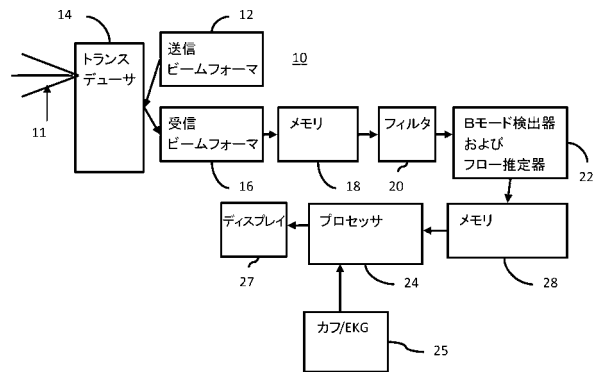
50

するためではなく説明のためであり、本発明の趣旨および範囲を定めるのは、すべての等価物を含む以下の特許請求の範囲であることを理解されたい。

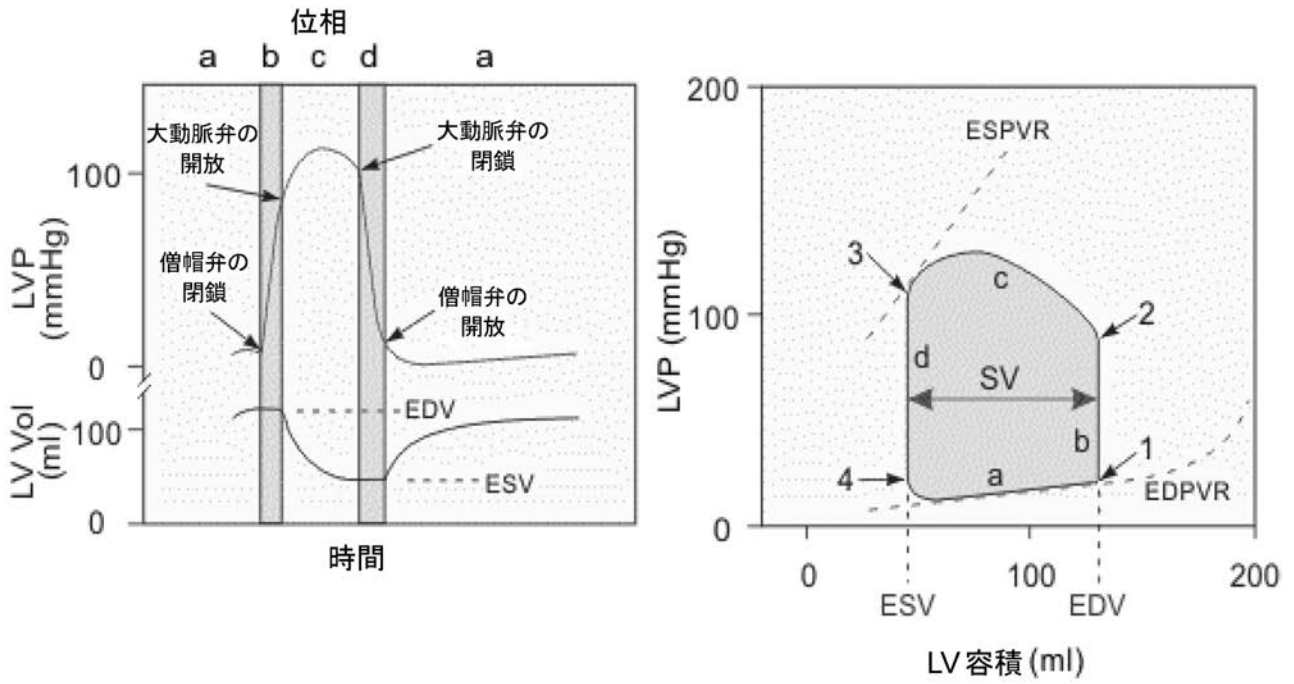
【 図 1 】



【 図 3 】



【 図 2 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 サウラブ ダッタ

アメリカ合衆国 カリフォルニア プレザントン モントリ コート 518

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD06 DD15 DD19 DD27 DE04 JC37 KK12 KK19 KK30

## 【 外国語明細書 】

**Title of Invention**

PRESSURE-VOLUME WITH MEDICAL DIAGNOSTIC ULTRASOUND  
IMAGING

**Detailed Explanation of the Invention****BACKGROUND**

This present embodiments relate to medical diagnostic ultrasound. In particular, pressure-volume information is determined using ultrasound imaging.

A pressure-volume loop is used to evaluate the cardiac function of a patient. The pressure-volume loop is a load independent measure and correlates well with fundamental physiology. However, catheters are used for calculating the pressure-volume loop. Such invasive approaches are perceived to be more accurate and are used for critically ill patients.

There is continued research to define and measure image-based surrogate parameters, such as deformation, velocities, and strains that define the mechanics of the heart. For example, the left ventricle pressure or pressure waveform is measured from a radial artery or a peripheral artery over time. Given the typically limited spatial extent for real-time ultrasound scanning, the artery is used. The diastolic and systolic pressure is used to derive the pressure at the aorta. This may used as a surrogate for invasive measurement to evaluate certain clinical cardiac conditions. However, the information contained in the pressure-volume loop may potentially provide more valuable information.

**BRIEF SUMMARY**

By way of introduction, the preferred embodiments described below include a method, system, computer readable medium, and instructions for pressure-volume analysis with medical diagnostic ultrasound imaging. The heart of a patient is scanned multiple times during a given cycle. Both B-mode and flow information are obtained for various times. The flow information is used to estimate pressure in the heart over time. A reference pressure, such as from a cuff, may be used to calibrate the pressure waveform. Pressure may alternatively be measured invasively. The B-mode information is used to determine a heart volume over time, such as a left ventricle volume over time. The heart volume over time and pressure over

time are plotted, providing a pressure-volume loop. The pressure-volume loop is determined non-invasively with ultrasound.

In a first aspect, a method is provided for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound. B-mode and flow ultrasound data representing a three-dimensional region of a patient are acquired at a substantially same time. The acquiring is repeated multiple times in a cardiac cycle. A processor estimates pressure as a function of time at one or more valves of the heart from the flow ultrasound data. The processor calculates a volume of the three-dimensional region as a function of time from the B-mode data. A pressure-volume loop is displayed with the pressure as a function of time and the volume as a function of time. The pressure and the volume are obtained non-invasively.

In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound. The storage medium includes instructions for receiving ultrasound data representing a patient volume at different times in a first cardiac cycle, determining pressure as a function of time from the ultrasound data, identifying a value for a heart volume as a function of time from the ultrasound data, and outputting information as a function of the pressure as a function of time and the heart volume as a function of time.

In a third aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound. The storage medium includes instructions for computing a cavity volume from first ultrasound data, computing differential flow from second ultrasound data, computing a pressure from the differential flow and a reference pressure, and generating a pressure to volume relationship from the pressure and the cavity volume.

In a fourth aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound. The storage medium includes instructions for measuring a

pressure waveform representing cavity pressure, computing cavity volume as a function of time from ultrasound data. A pressure volume loop is computed by combining the pressure and volume information.

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments.

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

### **Brief Explanation of the Drawings**

Figure 1 is a flow chart of one embodiment of a method for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound;

Figure 2 shows example graph of a pressure-volume loop; and

Figure 3 is a block diagram of one embodiment of a system for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound.

### **DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS**

The pressure-volume loop is estimated non-invasively for evaluation of heart patients. The pressure-volume loop may be estimated in a routine outpatient setting using volume echo imaging, allowing pressure-volume loop analysis for screening or post-procedure monitoring of patients. The pressure-volume loop may be generated automatically, avoiding variance due to operators configuring differently. Real-time, non-invasive, minimally invasive, invasive and/or automated pressure-volume loop calculation may be used in an interventional cardiac procedure, like cardiac resynchronization therapy (CRT).

Real-time volumetric B-mode, color Doppler and/or spectral Doppler data is used for identification and measurement of anatomical volumes (e.g. left ventricle (LV)) as a function of time along with flow estimated pressure differences across different valves or anatomies. The flow

estimated pressure may be combined with a reference pressure measurement, such as brachial cuff pressure or an estimated aortic pressure waveform, to generate a partial or complete pressure-volume loop. The pressure and volume relationship is displayed as one or more plots for evaluation of cardiac function. Clinically or physiologically relevant parameters, such as cardiac contractility, elastance, cardiac reserve and stroke work, may be calculated from the pressure and volume information.

Figure 1 shows a method for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound. The method is performed by the system 10 of Figure 3 or a different system. The acts of Figure 1 are performed in the order shown or a different order. Additional, different or fewer acts than shown in Figure 1 may be used. For example, act 38 is not performed, and the ultrasound-based pressure is used without calibration to a reference. As another example, none, one, two, or different outputs than acts 46, 48, and 50 are performed. The acts of Figure 1, described below, may be implemented in different ways. At least one example embodiment is provided below, but other embodiments are possible.

The method obtains pressure and volume information non-invasively. The pressure-volume loop may be provided without surgery. The ultrasound probe is positioned on the outside of the patient or in the patient's esophagus without surgical incision or puncturing the skin. Non-invasive acquisition allows more frequent analysis and/or analysis for patients that should not undergo a surgical procedure. In alternative embodiments, the reference pressure or ultrasound data is obtained using an invasive catheter or other intra-operative probe.

The method obtains the pressure and volume information automatically. The user may activate the method. For example, the user configures the ultrasound system to scan the patient and arranges for measurement of a reference pressure. After positioning the transducer probe to scan the heart or other location from a desired direction, the user activates acquisition of the pressure and volume information. After activation, the pressure and volume information are acquired automatically. The user does not indicate locations of the heart (e.g., ventricle or valves) in images, does

not input measurements, or perform actions other than to maintain the transducer probe at the desired location for scanning the patient. In other embodiments, the method is semi-automatic. The user indicates valve, heart wall or other positions, inputs reference pressure, approves quality of information being obtained, or assists the otherwise automatic acquisition of the pressure and volume information.

The pressure and volume information are automatically acquired for the left ventricle. Alternatively, pressure and volume information are acquired for the right ventricle, both ventricles, or the whole heart. Pressure and volume may be determined for other parts of the patient.

In act 30, B-mode and flow ultrasound data are acquired. B-mode data represent intensities. Flow data represent estimates of velocity, energy (e.g., power), and/or variance. In one embodiment, at least velocity and energy are estimated. The data are acquired by scanning or from memory. The data are received in act 34 by scanning or by transfer. In one embodiment, the data are acquired during real-time scanning or as the scanning occurs.

The ultrasound data represents a volume of a patient. The volume is scanned along different planes or other distribution of scan lines within the volume. The scanned volume is an interior of an object, such as the patient. Scanning the volume provides data representing the volume, such as representing a plurality of different planes in the object (e.g., patient or heart). The data representing the volume is formed from spatial sampling of the object. The spatial samples are for locations distributed in an acoustic sampling grid in the volume. Where the acoustic sampling grid includes planar arrangements of samples, the spatial samples of the object include samples of multiple, non-planar planes or slices.

Spatial samples along one or more scan lines are received in act 34. Where the transmit beam insonifies just one receive scan line, then samples along that scan line are received. Where the transmit beam insonifies multiples scan lines, then samples along the multiple scan lines are received. For example, receive beamforming is performed along at least thirty distinct receive lines in response to one broad transmit beam. To generate

the samples for different receive beams, parallel receive beamformation is performed so that the different receive beams are sampled at a same time. For example, a system may be capable of forming tens or hundreds of receive beams in parallel. Alternatively, signals received from the elements are stored and sequentially processed.

Spatial samples are acquired for a plurality of receive lines in response to one and/or in response to sequential transmit beams. Using broad beam transmission, spatial samples for multiple thin slices may be simultaneously formed using dynamic receive focusing (e.g., delay and/or phase adjust and sum). Alternatively, Fourier or other processing may be used to form the spatial samples.

The scanning may be performed a plurality of times. The acts are repeated to scan sequentially different portions of the field of view. Alternatively, performing the scanning once acquires the data for the entire field of view.

The complete volume is scanned once for B-mode, but at different times for flow. Scanning at different times acquires spatial samples associated with flow. Any now known or later developed pulse sequences may be used. A sequence of at least two (flow sample count) transmissions is provided along each scan line. Any pulse repetition frequency, ensemble/flow sample count, and pulse repetition interval may be used. The echo responses to the transmissions of the sequence are used to estimate velocity, energy (power), and/or variance at a given time. The transmissions along one line(s) may be interleaved with transmissions along another line(s). With or without interleaving, the spatial samples for a given time are acquired using transmissions from different times. The estimates from different scan lines may be acquired sequentially, but rapidly enough to represent a same time from a user perspective.

The received spatial flow samples may be wall filtered/clutter filtered. The clutter filtering is of signals in the pulse sequence for estimating motion at a given time. A given signal may be used for estimates representing different times, such as associated with a moving window for

clutter filtering and estimation. Different filter outputs are used to estimate motion for a location at different times.

Flow data is generated from the spatial samples. Doppler processing, such as autocorrelation, may be used. In other embodiments, temporal correlation may be used. Another process may be used to estimate the flow data. Color Doppler parameter values (e.g., velocity, energy, or variance values) are estimated from the spatial samples acquired at different times. "Color" is used to distinguish spatial distribution of flow from spectral Doppler imaging, where the power spectrum for one or more particular range gates is estimated. The change in frequency between two samples for the same location at different times indicates the velocity. A sequence of more than two samples may be used to estimate the color Doppler parameter values. Estimates are formed for different groupings of received signals, such as completely separate or independent groupings or overlapping groupings. The estimates for each grouping represent the spatial location at a given time. Multiple frames of flow data may be acquired to represent the volume at different times.

The estimation is performed for spatial locations in the volume. For example, velocities for the different planes are estimated from echoes responsive to the scanning. In alternative embodiments, spectral Doppler data is acquired for specific locations, such as flow regions extending across a valve. In yet other embodiments, both color and spectral Doppler information are acquired, such as to use the color Doppler data to locate the valve related flow and spectral Doppler to acquire the velocities used in pressure estimation.

The flow estimates may be thresholded. Thresholds are applied to the velocities. For example, a low velocity threshold is applied. Velocities below the threshold are removed or set to another value, such as zero. As another example, where the energy is below a threshold, the velocity value for the same spatial location is removed or set to another value, such as zero. Alternatively, the estimated velocities are used without thresholding.

B-mode data is also acquired. One of the scans used for flow data estimation or a different scan is performed. The intensity of the echoes is detected for the different spatial locations.

For the volume, some spatial locations are represented by B-mode data and other locations are represented by flow data. Thresholding or another process is performed to avoid a location being represented by both B-mode and flow data. Alternatively, one or more locations may have values for both B-mode and flow data. While both types of data together represent the volume, the different types of data may be separately stored and/or processed or may be merged into one set representing the volume.

By using broad beam transmit and receiving along a plurality of scan lines or otherwise acquiring the data for a larger sub-volume or entire volume for each transmission, more rapid scanning is provided. The more rapid, repeated scanning in act 32 may allow for real-time acquisition of B-mode and color Doppler estimates. For example, the entire volume is scanned at least 10 times a second. In one embodiment, the volume rate is 20, 25 or other numbers of volumes per second. Each volume scan is associated with acquiring both B-mode and flow data. The different types of data are acquired at a substantially same time which allows for interleaving of different transmissions and/or receive processing for the different types of data. For example, ten or more volumes of data are acquired each heart cycle where each volume includes B-mode and velocity data representing a generally same portion (e.g., within  $1/10^{\text{th}}$  of the heart cycle of each other) of the heart cycle. In alternative embodiments, the rate of acquisition for B-mode data is greater than or less than for color Doppler data and the same or less than spectral Doppler data.

By acquiring B-mode and flow data at different locations (e.g., voxels) distributed in three dimensions, real-time volumetric flow and B-mode data is acquired. Beat-to-beat full volume B-mode and/or flow acquisition capability may allow simultaneous volume and flow measurements across inflow and outflow of the heart or left ventricle. By using parallel receiving, the volumetric data may be acquired without stitching. Different transmit focal

depths used sequentially to scan the entire volume may be avoided.

Alternatively, stitched acquisition is used.

The volumetric data may or may not include spectral Doppler information. For example, the flow information for one, two, or more locations (e.g., valves) is spectral Doppler data representing inflow and outflow. In alternative embodiments, spatial velocity (e.g., color Doppler) is used without spectral Doppler for the valve flow.

The repetition in act 32 is through part of a heart cycle or more. For example, the repetition occurs multiple times in a same heart cycle. A sequence of volumes is acquired. Data representing the heart through one or more entire heart cycles may be obtained. Using more than one heart cycle may allow averaging. The data from different heart cycles representing a same phase may be combined or any quantities calculated from data of the same phase but different cycles may be averaged.

In one embodiment, the acquisition of act 30 of data and corresponding reception in act 34 by the system with repetition in act 32 results in B-mode data representing the left ventricle throughout at least one heart cycle. Flow data representing the left ventricle and/or just valve locations throughout the at least one heart cycle is also obtained.

In act 36, one or more valves are identified. Mitral, aortic, tricuspid, and/or pulmonary valves are identified. The valves are identified as tissue structures or flow regions adjacent or through the tissue structures. To locate the desired valves, a volume region of interest is identified from the data. The region of interest is a tissue or flow region of interest. For example, the B-mode data is used to identify a tissue structure, such as a valve or heart wall. The region of interest is positioned over, adjacent to, or at a location relative to the tissue structure. A flow region of interest spaced from the valve to cover a jet region is identified based on the location of the valve. A flow region may include a jet, flow tracts, flow surfaces, or vessel lumen. Since the flow and B-mode data are acquired as substantially the same time, the data is spatially registered and one type of data may be used to determine a region associated with another type of data. Alternatively, the volume region of interest is identified from the flow data without B-mode information, such as

identifying a jet region, jet orientation or turbulent flow. In yet other embodiments, tissue motion (e.g., tissue Doppler) is used to identify the valves.

The identification is manual, semi-automated, or automated. The user may position, size and orient the region of interest. A processor may apply any algorithm to determine the region of interest, such as a knowledge-based, model, template matching, gradient-based edge detection, gradient-based flow detection, or other now known or later developed tissue and/or flow detection. For semi-automated identification, the user may indicate a tissue structure location, edge point, or other information used by a processor to determine the location, orientation, and size of the region of interest.

More than one volume region of interest may be identified. The regions of interest are identified in the same volume. For example, two flow regions of interest are identified. The flow region may be such that flow is accurate in one region and it is used to de-alias flow in the other region. The flow regions of interest are associated with conservation of mass, such as being part of a same vessel, chamber, or other flow structure. In one embodiment, a region of interest associated with a jet for an inflow tract is identified, and a region of interest associated with an outflow tract is identified. For example, the regions of interest identify the Left Ventricle Outflow tract (LVOT) and Mitral valve annulus. Flow regions associated with other structures may be identified.

The regions of interest are spatially distinct. For overlapping or for entirely spatially distinct regions of interest, some locations in one region of interest are not in another region of interest and some locations of the other region of interest are not in the one region of interest.

In other embodiments, the different regions of interest are associated with a same tissue or flow structure. For example, two flow regions on opposite sides of a tissue structure, such as a valve, are identified. The regions of interest may be in the same flow tract to provide multiple measurements of the same flow at different locations. The regions may serve as locations for additional measurement, such as PW or spectral Doppler

measurement, and their known spatial location and orientation with respect to the flow anatomy may be used to correct flow estimation.

Given the repetition, the regions of interest (e.g., valves) are tracked through the sequence. A similarity calculation may be used to determine a best fit location and orientation for a region of interest in other volumes. The correlation, minimum sum of absolute differences or other similarity calculation is performed. The B-mode data is used to track. Alternatively, flow data is used. Both B-mode and flow data may be used, such as tracking with both and averaging the location. Rather than tracking, the identification of the valves may be performed for each volume or phase of the heart cycle independently of the identification for other phases or volumes.

In act 38, a reference pressure is acquired. The reference pressure is an actual blood pressure. For example, a brachial cuff is used to determine one or two pressures. For example, pressure in the artery at both diastole and systole are measured. Radial tonometry may be used. In other embodiments, pressure within the heart or left ventricle is directly measured using an invasive catheter.

The reference pressure is for one or more parts of the heart cycle. Direct measurement may allow pressure to be measured over time or for many phases of the heart cycle. Cuff or tonometry may provide pressure for only one or two phases.

In act 40, the pressure throughout the heart cycle or portion of a heart cycle is estimated. The pressure may be estimated using invasive or minimally invasive approaches. For example, a catheter or other device is inserted into the patient to measure pressure. Using ECG, triggering, or timestamps, the pressure measurement is temporally synchronized at acquisition or after acquisition with the ultrasound data used for volume determination. Where direct pressure measurement is not available, the pressure over time is estimated from ultrasound data. A processor calculates the pressure from velocity or other flow information.

The pressure may be an actual pressure, such as computed from differential flow calibrated by the reference pressure. Alternatively, the pressure may be a relative pressure. Using just pressure estimated from the

ultrasound data, such as differential flow, relative pressure throughout the cycle is estimated. This estimated pressure provides change in pressure over time, but not the actual pressure over time.

The pressure is computed as a differential pressure. The difference in flow between the inflow and outflow tracks indicates the pressure. By identifying velocities at different valves, the difference in velocity indicates pressure. Spatial flow (e.g., color Doppler) is used. The peak velocity over a region, the center velocity of the flow region at the valve, an average velocity in the valve region, or other velocity is used.

In another embodiment, spectral Doppler velocities are used. Range gates are positioned to cover the diameter of the flow through the valves, region of maximum flow, center of flow through the valve or other location related to the valve. The range gates extend on both sides of the valve or may be positioned on just one side. The peak, average or other velocity from the spectrum is used for determining differential flow. With sufficient temporal resolution, the velocities from two or more spectra may be averaged.

In alternative embodiments, a velocity related flow quantity is used instead of velocity. For example, the volume flow through the valve or variance of flow in the jet may be used.

The difference in velocity or other flow quantity is calculated. Any function for estimating pressure may be used. For example, Bernoulli or Navier-stokes equations are used. The pressure difference across multiple valves is estimated as a function of time using known fluid mechanics principles. In one embodiment, the square of the velocity difference between the inflow and outflow tracts times a constant is used as the estimate of pressure difference across the valve or cavity. In an alternative embodiment, the velocity at a single valve is used instead of the differential velocity or flow. The difference between entry and exit velocity of one valve may be used.

The pressure estimated from the differential flow provides a differential pressure. Other approaches to estimate the flow through the inflow and outflow valves may be used.

Where a reference pressure is available, the differential pressure estimated from the ultrasound flow data may be calibrated. By scaling the estimated pressure, a more accurate pressure as a function of time may be provided.

Since the reference pressure may be for less than all the phases of interest in the heart cycle, the estimate of pressure from the velocities for the other phases is used. The ultrasound data may be used to estimate pressure at many times or phases during a heart cycles, such as at ten or more times. The reference pressure for one or two of these times is used to calibrate the estimated pressures throughout the cycle. The computed pressure differential from the reference measurement of the blood pressure (e.g., central or aortic) is used to generate a pressure waveform as a function of time. For example, a difference between the pressure estimated from flow and the reference pressure representing a same point in the cycle is determined. The same difference is applied to the flow estimated pressures for other times in the cycle. Where reference pressures are available for multiple phases, the average difference is used. Alternatively, the amount of difference to be used for calibration is interpolated as a function of time and applied to the flow estimated pressures. The calibrated pressure is used to scale the pressures for other times in the heart cycle.

The pressure waveform in different cavities of heart may be estimated separately (e.g. at different times). The different estimates may then be combined to generate one pressure volume curve. Different segments of the PV loop are computed at different times. The different segments may be combined or used individually as needed.

In act 42, the volume is calculated. The volume is of a three-dimensional region. The volume for any region is used. For example, the volume of the left ventricle is determined. The volume of the right ventricle, the entire heart, or other cavities may be calculated.

The volume is calculated from the B-mode data. Edges, tissue structures, or other information is extracted from the B-mode data. In alternative or additional embodiments, the volume is calculated from flow

data. For example, the volume of a flow region, such as a large pool of blood, is determined.

Any volume determination may be used. In one embodiment, the processor automatically calculates the volume from the ultrasound data by segmenting the heart or heart cavity. The edges or heart walls for the left ventricle are found and lines connected for any gaps. Any approach may be used for automatic, semi-automatic, or manual segmentation of a heart cavity. For automatic, a processor may apply any algorithm to segment, such as a knowledge-based, model, template matching, gradient-based edge detection, gradient-based flow detection, or other now known or later developed tissue or flow detection. For example, a threshold process is used to determine whether sufficient flow exists in combination B-mode and color Doppler images. The B-mode, velocity, energy, and/or other information are thresholded. Locations with large B-mode or small velocity and/or energy are indicated as tissue. Locations with small B-mode or sufficient velocity and/or energy are indicated as flow. After low pass filtering for fill holes, the largest continuous flow region surrounded by tissue other than the valves is identified, such as using region growing, skeletonization, filtering, or directional filtering.

In one embodiment, the B-mode data for the region of interest is low pass filtered to fill in noise related holes. Gradients of the filtered B-mode data are used to determine a tissue border. The border separates tissue from flow structure. Other edge detection may be used, such as gradient of flow data to better isolate the flow of interest. Combinations of both may be used.

In another embodiment, a knowledge-based system is used. Machine learning or other training is used to determine a matrix of weights for various feature inputs to identify the cavity. The matrix represents a probability mapping of a model of the heart or cavity to the B-mode and/or flow data. The model is scaled, rotated and translated using the probability mapping to best fit to the data for a given patient. The model is annotated to indicate the location for which volume is then calculated. The volume is determined from the model after fitting.

Once segmented, the volume of the heart cavity, such as the left ventricle, is calculated. The volume is for within the tissue boundary, of the contiguous flow region, or other designation of the left ventricle or other cavity. Using the scan parameters, the spatial distribution of the B-mode or flow data, whether in a scan format, scan converted format, or interpolated to the three-dimensional grid, is used to calculate the volume.

The volume is calculated for different times during the heart cycle. In one embodiment, segmentation and volume calculation are performed separately for each acquired volume of B-mode data. In other embodiments, the segmented region is tracked or fit to subsequent or earlier volumes. Once fit to the data of other scans, the volume for the different time of the other scan is calculated based on another fitting at a different time. By calculating the volume for different phases or times in the heart cycle, the volume is determined as a function of time. The three-dimensional beat-to-beat change in cardiac cavity volume is represented as a waveform.

In act 44, information is output based on the pressure and volume. The outputs may be separate, such as displaying the pressure as a function of time and the volume as a function of time in different graphs. Values may be output as text, such as systolic and diastolic pressures and volumes. The output may include one or more images, such as a multiplanar reconstruction or three-dimensional rendering using the B-mode or flow data. The volume, valves, pressure measurement location, or other aspects of the heart may be highlighted, such as colored or represented in a graphic overlay.

Average or instantaneous values of the pressure and volume may be output, such as indicating the pressure and volume for each image in a sequence of images. Alternatively or additionally, the output shows the pressure and/or volume as a function of time. A graph, variation statistic, or other parameter representing one or more characteristics of the pressure and/or volume waveforms may be displayed.

The pressure and volume information may be displayed together, such as in a same graph or adjacent graphs to show the relationship between pressure and volume. For example, the pressure and volume waveforms are overlaid on each other with a common time axis.

In one embodiment, a pressure-volume loop is generated in act 46. The pressure volume loop is one type of output for act 44. Figure 2 shows an example pressure-volume loop where volume is plotted along the x-axis and pressure is plotted along the y-axis. As the volume changes, the pressure also changes. The loop represents a given heart cycle. The pressure and volumes at different times during the heart cycle are plotted on the graph. Any gaps may be interpolated or filled by fitting a curve, line, or model.

The generated graph of the pressure-volume loop is displayed. The graph is displayed during the acquiring, such as during plotting sequentially through a same heart cycle or as displaying the completed graph in a subsequent heart cycle or same imaging session. The graph represents the pressure and volume as a function of time. By combining the pressure and volume waveforms, cardiac function may be evaluated. The graph of the pressure as a function of volume synchronized by the time (e.g., EKG or acquisition synchronization) may be diagnostically useful. The pressure-volume loop is provided without invasive surgery.

In act 48, a value for a parameter is output. This value is another example of the output of act 44. The value is derived from the pressure and/or volume information, either instantaneous or as a function of time. For example, beat-to-beat parameters, such as stroke volume (SV), contractility (e.g., ejection fraction,  $SV/EDV$ , and/or  $dp/dt$  Max), preload (EDV or EDP), afterload (aortic and ventricular pressure), compliance ( $dV/dP$ ), ventricular stiffness (inverse of compliance), and/or elastance ( $dP/dV$ ), are calculated. As another example, parameters derived from ESPVR and EDPVR, such as PVA Pressure-volume area and/or PE Potential energy, are calculated. In yet another example, processed parameters, such as ESPVR end-systolic pressure-volume relationship, EDPVR end-diastolic pressure-volume relationship, PRSW Preload-recruitable stroke work,  $DPdt_{max}$  vs  $V_{ed}$   $dPdt$  max against end-diastolic volume relationship, and/or  $E_{max}$  maximal elastance (computed from the time-varying elastance data), are calculated. The stroke work (area of PVL), cardiac reserve, contractility, peak power, and/or  $dP/dt$  may be calculated from the pressure-volume loop and output.

For example, LV function – CO, SV, EDV, ESV, LVEF, ESP, EDP,  $dP/dt_{max}$  and  $dP/dt_{min}$ , Stroke Work = area of PVL, LVES Elastance (EES) =  $ESP / ESV$ , LVED Stiffness (EED) =  $EDP / EDV$ , LV Effective Arterial Elastance (EA) =  $ESP / SV$ , V-A coupling =  $EES / EA$ , and/or Time Varying Wall Stress ( $WS(t) = P(t) * [1 + 3 * V(t) / LVM]$ ) are output. Any clinically or physiologically relevant parameters may be calculated and displayed. Present, real-time functional information of the ventricle, the contractility state, contractility reserve, stroke work, peak power and load independent measurement of function may be obtained non-invasively in an outpatient setting.

The quantity (i.e., value) is displayed with or without images. The quantity is displayed as a value, number, graph, color modulation, or text. As a sequence of images is viewed, the quantities associated with the given volume or data are displayed.

In act 50, strain information is output with the pressure-volume loop. Strain or strain rate is another example output of act 44. Ultrasound is used to measure the strain along the scan axes or lines. Two or three-dimensional strain may be calculated. Other two or three-dimensional mechanics information may be output for comprehensive analysis of cardiac function.

In a real-time implementation, the pressure and volume information is calculated during a same heart cycle as the acquisition of act 30. Before a complete heart cycle occurs after acquisition of the volume, the quantity is calculated. The calculation occurs during the cardiac cycle. Greater or lesser delay may be provided. The calculation is performed during acquisition, even if not within a same heart cycle. The calculation is part of the on-going diagnostic examination or scan session. During a subsequent heart cycle, the pressure-volume loop from a prior heart cycle is displayed. The prior heart cycle may be the immediately prior cycle or another earlier cycle. In alternative embodiments, the calculation is performed for data acquired during a different hour, day or other time, such as during a review session after an examination or scan session.

The pressure-volume loop may be used for evaluation of systolic and diastolic LV function, valve disease, heart failure, Inotropic state or other

conditions. The use is during a clinical visit, as part of cardiac surgery procedures, or for evaluation and monitoring of pharmacological manipulation of heart function. The pressure-volume loop may be generated for pre-, during-, and post-operative assessment of LV function. Better quantification of dyssynchrony along with other echo based measurements may be provided for cardiac resynchronization therapy cases.

Figure 3 shows one embodiment of a system 10 for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound. The system 10 includes a transmit beamformer 12, a transducer 14, a receive beamformer 16, a memory 18, a filter 20, a B-mode detector and flow estimator 22, a memory 28, a processor 24, a cuff/EKG input or device 25, and a display 27. Additional, different or fewer components may be provided. For example, the system includes the B-mode detector and flow estimator 22 and processor 24 without the front-end components, such as the transmit and receive beamformers 12, 16. In one embodiment, the system 10 is a medical diagnostic ultrasound system. In an alternative embodiment, the system 10 is a computer or workstation. In yet another embodiment, the B-mode detector and flow estimator 22 are part of a medical diagnostic ultrasound system or other medical imaging system, and the processor 24 is part of a separate workstation or remote system.

The transducer 14 is an array of a plurality of elements. The elements are piezoelectric or capacitive membrane elements. The array is configured as a one-dimensional array, a two-dimensional array, a 1.5D array, a 1.25D array, a 1.75D array, an annular array, a multidimensional array, a wobbler array, combinations thereof, or any other now known or later developed array. The transducer elements transduce between acoustic and electric energies. The transducer 14 connects with the transmit beamformer 12 and the receive beamformer 16 through a transmit/receive switch, but separate connections may be used in other embodiments.

The transmit and receive beamformers 12, 16 are a beamformer for scanning with the transducer 14. The transmit beamformer 12, using the transducer 14, transmits one or more beams to scan a region. Vector®, sector, linear or other scan formats may be used. In one embodiment, the

transmit beamformer 12 transmits beams sufficiently large to cover at least thirty distinct receive lines, and the receive beamformer 16 receives along these distinct receive lines in response to the transmit beam. Use of the broad beam transmit and parallel receive beamforming along tens or hundreds of receive lines allows for real-time scanning of multiple slices or a volume, such as of the left ventricle. The receive lines and/or transmit beams are distributed in the volume, such as the receive lines for one transmit being in at least two different planes. The receive beamformer 16 samples the receive beams at different depths. Sampling the same location at different times obtains a sequence for flow estimation.

In one embodiment, the transmit beamformer 12 is a processor, delay, filter, waveform generator, memory, phase rotator, digital-to-analog converter, amplifier, combinations thereof, or any other now known or later developed transmit beamformer components. In one embodiment, the transmit beamformer 12 digitally generates envelope samples. Using filtering, delays, phase rotation, digital-to-analog conversion and amplification, the desired transmit waveform is generated. Other waveform generators may be used, such as switching pulsers or waveform memories.

The transmit beamformer 12 is configured as a plurality of channels for generating electrical signals of a transmit waveform for each element of a transmit aperture on the transducer 14. The waveforms are unipolar, bipolar, stepped, sinusoidal or other waveforms of a desired center frequency or frequency band with one, multiple or fractional number of cycles. The waveforms have relative delay and/or phasing and amplitude for focusing the acoustic energy. The transmit beamformer 12 includes a controller for altering an aperture (e.g. the number of active elements), an apodization profile (e.g., type or center of mass) across the plurality of channels, a delay profile across the plurality of channels, a phase profile across the plurality of channels, center frequency, frequency band, waveform shape, number of cycles and combinations thereof. A transmit beam focus is generated based on these beamforming parameters.

The receive beamformer 16 is a preamplifier, filter, phase rotator, delay, summer, base band filter, processor, buffers, memory,

combinations thereof or other now known or later developed receive beamformer components. The receive beamformer 16 is configured into a plurality of channels for receiving electrical signals representing echoes or acoustic energy impinging on the transducer 14. A channel from each of the elements of the receive aperture within the transducer 14 connects to an amplifier and/or delay. An analog-to-digital converter digitizes the amplified echo signal. The digital radio frequency received data is demodulated to a base band frequency. Any receive delays, such as dynamic receive delays, and/or phase rotations are applied by the amplifier and/or delay. A digital or analog summer combines data from different channels of the receive aperture to form one or a plurality of receive beams. The summer is a single summer or cascaded summer. In one embodiment, the beamform summer is operable to sum in-phase and quadrature channel data in a complex manner such that phase information is maintained for the formed beam. Alternatively, the beamform summer sums data amplitudes or intensities without maintaining the phase information.

The receive beamformer 16 is operable to form receive beams in response to the transmit beams. For example, the receive beamformer 16 receives one, two, or more (e.g., 32, 48, or 56) receive beams in response to each transmit beam. The receive beams are collinear, parallel and offset or nonparallel with the corresponding transmit beams. The receive beamformer 16 outputs spatial samples representing different spatial locations of a scanned region. Once the channel data is beamformed or otherwise combined to represent spatial locations along the scan lines 11, the data is converted from the channel domain to the image data domain. The phase rotators, delays, and/or summers may be repeated for parallel receive beamformation. One or more of the parallel receive beamformers may share parts of channels, such as sharing initial amplification.

For imaging motion, such as tissue motion or fluid velocity, multiple transmissions and corresponding receptions are performed for a substantially same spatial location. Phase changes between the different receive events indicate the velocity of the tissue or fluid. A velocity sample group corresponds to multiple transmissions for each of a plurality of scan

lines 11. The number of times a substantially same spatial location, such as a scan line 11, is scanned within a velocity sample group is the velocity sample count. The transmissions for different scan lines 11, different velocity sample groupings or different types of imaging may be interleaved. The amount of time between transmissions to a substantially same scan line 11 within the velocity sample count is the pulse repetition interval or pulse repetition frequency. Pulse repetition interval is used herein, but includes the pulse repetition frequency.

The memory 18 is video random access memory, random access memory, removable media (e.g. diskette or compact disc), hard drive, database, corner turning memory or other memory device for storing data or video information. In one embodiment, the memory 18 is a corner turning memory of a motion parameter estimation path. The memory 18 is operable to store signals responsive to multiple transmissions along a substantially same scan line. The memory 22 is operable to store ultrasound data formatted in an acoustic grid, a Cartesian grid, both a Cartesian coordinate grid and an acoustic grid, or ultrasound data representing a volume in a three-dimensional grid.

The filter 20 is a clutter (e.g., wall) filter, finite impulse response filter, infinite impulse response filter, analog filter, digital filter, combinations thereof or other now known or later developed filter. In one embodiment, the filter 20 includes a mixer to shift signals to baseband and a programmable low pass filter response for removing or minimizing information at frequencies away from the baseband. In other embodiments, the filter 20 is a low pass, high pass or band pass filter. The filter 20 identifies velocity information from slower moving tissue as opposed to fluids or alternatively reduces the influence of data from tissue while maintaining velocity information from fluids. The filter 20 has a set response or may be programmed, such as altering operation as a function of signal feedback or other adaptive process. In yet another embodiment, the memory 18 and/or the filter 20 are part of the flow estimator 22. A by-pass may be provided for B-mode detection.

The B-mode detector and flow estimator 22 is a Doppler processor or cross-correlation processor for estimating the flow data and a B-

mode detector for determining the intensity. In alternative embodiments, another device now known or later developed for estimating velocity, energy, and/or variance from any or various input data may be provided. The flow estimator 22 receives a plurality of signals associated with a substantially same location at different times and estimates a Doppler shift frequency, based on a change or an average change in phase between consecutive signals from the same location. Velocity is calculated from the Doppler shift frequency. Alternatively, the Doppler shift frequency is used as a velocity. The energy and variance may also be calculated.

Flow data (e.g., velocity, energy, or variance) is estimated for spatial locations in the scan volume from the beamformed scan samples. For example, the flow data represents a plurality of different planes in the volume as spatial Doppler data.

The flow estimator 22 may apply one or more thresholds to identify sufficient motion information. For example, velocity and/or energy thresholding for identifying velocities is used. In alternative embodiments, a separate processor or filter applies thresholds. The B-mode detector and flow estimator 22 outputs B-mode and flow data for the volume.

The flow estimator 22 is alternatively or additionally a spectral Doppler processor. The multiple samples for each location are Fourier transformed. The resulting spectrum indicates the power at each frequency, providing an indication of velocity, energy, and variance.

The memory 28 is video random access memory, random access memory, removable media (e.g. diskette or compact disc), hard drive, database, or other memory device for storing B-mode and flow data. The stored data is in a polar or Cartesian coordinate format. The memory 28 is used by the processor 24 for the various filtering, rendering passes, calculations or other acts described for Figure 1. The processor 24 may additionally reformat the data, such as interpolating the data representing the volume to a regularly spaced Cartesian coordinate three-dimensional grid.

The cuff or EKG connection or device 25 provides inputs for determining the pressure-volume loop. For example, a brachial cuff with a processor or output connection for measurement of the reference pressure is

provided. The measurement from a device may be received by an ultrasound system. The measurement may be automated so that the reference pressure is measured as needed. Alternatively, the user may trigger measurement or even input a manually measured pressure.

Alternatively or additionally, the cuff or EKG connection or device 25 is an EKG system. The EKG signals may be used to indicate the heart phase associated with acquired data. By using EKG signals, data and/or derive quantities from different cycles but the same phase may be combined. The EKG signals may be used to synchronize the pressure and volume information instead of substantially simultaneous acquisition and time stamping.

The display 27 is a CRT, LCD, plasma, projector, monitor, printer, touch screen, or other now known or later developed display device. The display 27 receives RGB or other color values and outputs an image. The image may be gray scale or color image. The image represents the region of the patient scanned by the beamformer and transducer 14 and/or may include a pressure-volume loop or other derived quantity.

The processor 24 is a digital signal processor, a general processor, an application specific integrated circuit, field programmable gate array, control processor, digital circuitry, analog circuitry, graphics processing unit, combinations thereof or other now known or later developed device for implementing calculations, algorithms, programming or other functions. The processor 24 operates pursuant to instruction provided in the memory 18, 28, or a different memory for pressure-volume analysis with medical diagnostic ultrasound.

The processor 24 receives B-mode and flow data from the B-mode detector and flow estimator 22, the memory 28, and/or another source. In one embodiment, the processor 24 implements one or more of the algorithms, acts, steps, functions, methods or processes discussed herein, by processing the data and/or controlling operation of other components of the system 10. Additional or multiple processors may be used to implement various aspects of the algorithms.

The processor 24 is configured by software and/or hardware. The processor 24 causes acquisition of B-mode and flow data. Alternatively or additionally, the processor 24 controls reception of the data. The processor 24 controls measurement or reception of the reference pressure and/or EKG signal. The processor 24 processes the data to identify valves, estimate pressure, calculate volume and generate the output (e.g., pressure volume loop graph).

The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed above are provided on non-transitory computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. In one embodiment, the instructions are for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing and the like. In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

## Claims

1. A method for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound, the method comprising:
  - acquiring (30) B-mode and flow ultrasound data representing a three-dimensional region of a patient at a substantially same time;
  - repeating (32) the acquiring multiple times in a cardiac cycle;
  - estimating (40), with a processor, pressure as a function of time at one or more valves of the heart from the flow ultrasound data;
  - calculating (42), with the processor, a volume of the three-dimensional region as a function of time from the B-mode data; and
  - displaying (44) a pressure-volume loop with the pressure as a function of time and the volume as a function of time, the pressure and the volume being obtained non-invasively.
  
2. The method of claim 1 wherein repeating (32) comprises repeating (32) the acquiring with a three-dimensional region frame rate of at least 10 per second including interleaved scans for both the B-mode and flow ultrasound data.
  
3. The method of claim 1 wherein acquiring (30) comprises acquiring the data representing a heart of the patient, the flow ultrasound data comprising velocity data at different voxels;
  - further comprising:
    - identifying (36) the one or more valves from the velocity data; and
    - obtaining spectral Doppler data from adjacent to the one or more valves;
  - wherein estimating (40) the pressure comprises estimating (40) with the spectral Doppler data.
  
4. The method of claim 1 wherein estimating (40) the pressure comprises calculating (42) differential pressure across the one or more valves from velocity.

5. The method of claim 4 further comprising:  
acquiring (38) a reference pressure;  
wherein estimating (40) the pressure as a function of time comprises  
calibrating the differential pressure at a first time to the reference pressure  
and scaling the reference pressure at other times with the calibrating.
6. The method of claim 1 wherein calculating (42) the volume comprises:  
automatically segmenting the volume of a heart cavity; and  
calculating the volume of the heart cavity based on the segmenting.
7. The method of claim 1 wherein displaying (44) comprises generating a  
graph of the pressure as a function of volume synchronized by the time.
8. The method of claim 1 further comprising:  
calculating (48) a stroke work, afterload, cardiac reserve, contractility,  
peak power, compliance, elastance, ventricular stiffness, pressure-volume  
area, end diastolic- and end systolic-pressure volume relationship,  $dP/dt$  or  
combinations thereof.
9. The method of claim 1 wherein acquiring (30), repeating (32),  
estimating (40), calculating (42), and displaying (44) are performed  
automatically for a left ventricle, a right ventricle, or both the left and right  
ventricles and without user input for location indication.
10. The method of claim 1 further comprising:  
displaying (50) strain information with the pressure-volume loop.
11. In a non-transitory computer readable storage medium having stored  
therein data representing instructions executable by a programmed processor  
for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound, the storage  
medium comprising instructions for:

receiving (34) ultrasound data representing a patient volume at different times in a first cardiac cycle;

determining (40) pressure as a function of time from the ultrasound data;

identifying (42) a value for a heart volume as a function of time from the ultrasound data; and

outputting (44) information as a function of the pressure as a function of time and the heart volume as a function of time.

12. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein receiving (34) comprises receiving B-mode data representing a left ventricle and flow data representing a valve of the left ventricle, wherein determining (40) the pressure comprises determining from the flow data, and wherein identifying (42) the value for the heart volume comprises identifying (42) the value of the left ventricle from the B-mode data.

13. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein determining (40) the pressure comprises determining from velocity.

14. The non-transitory computer readable storage medium of claim 13 wherein determining (40) the pressure comprises scaling the pressure from the velocity based on a reference pressure.

15. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein identifying (42) the value comprises the programmed processor calculating the value from the ultrasound data and without user input.

16. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein outputting (44) the information comprises outputting (46) a pressure-volume loop without measurement from an invasive procedure.

17. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein outputting (44) information comprises outputting (48) stroke work, afterload, cardiac reserve, contractility, peak power, compliance, elastance, ventricular stiffness, pressure-volume area, end diastolic- and end systolic-pressure volume relationship,  $dP/dt$  or combinations thereof.

18. In a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound, the storage medium comprising instructions for:

- computing (42) a cavity volume from first ultrasound data;
- computing differential flow from second ultrasound data;
- computing (40) a pressure from the differential flow and a reference pressure; and
- generating (44) a pressure to volume relationship from the pressure and the cavity volume.

19. The non-transitory computer readable storage medium of claim 18 further comprising:

- acquiring (30) the first and second ultrasound data representing a heart volume of a patient at multiple times during a cardiac cycle;
- wherein computing (42) the cavity volume comprises computing a left ventricle volume from B-mode data, and wherein computing differential flow comprises computing velocity at a valve of the left ventricle from spectral Doppler data.

20. The non-transitory computer readable storage medium of claim 18 wherein computing (40) the pressure comprises calculating a differential pressure from the differential flow, and calibrating the differential pressure with the reference pressure, the pressure comprising the calibrated differential pressure.

21. The non-transitory computer readable storage medium of claim 18 wherein generating (44) comprises generating (46) a graph of a pressure-volume loop.

22. In a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for pressure-volume analysis in medical diagnostic ultrasound, the storage medium comprising instructions for:

measuring (40) a pressure waveform representing cavity pressure;  
computing (42) cavity volume as a function of time from ultrasound

data; and

generating (44) a pressure volume loop combining the pressure and volume information.

23. The non-transitory computer readable storage medium of claim 22 wherein measuring (40) comprises measuring invasively synchronized with acquisition of the ultrasound data used for computing the cavity volume.

### **Abstract**

Pressure-volume analysis (44) is provided in medical diagnostic ultrasound imaging. The heart of a patient is scanned (30) multiple times during a given cycle. B-mode and flow information are obtained (34) for various times. The flow information is used to estimate (40) pressure over time. A reference pressure (38), such as from a cuff, may be used to calibrate the pressure waveform. The B-mode information is used to determine (42) a heart volume over time, such as a left ventricle volume over time. The heart volume over time and pressure over time are plotted (46), providing a pressure-volume loop. The pressure-volume loop is determined (44) non-invasively with ultrasound.

FIG. 1

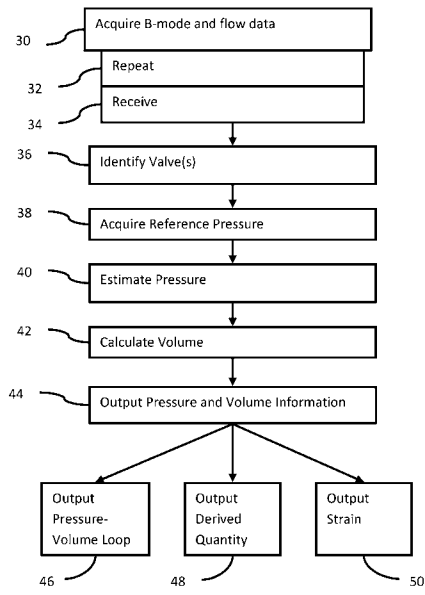


FIG. 2

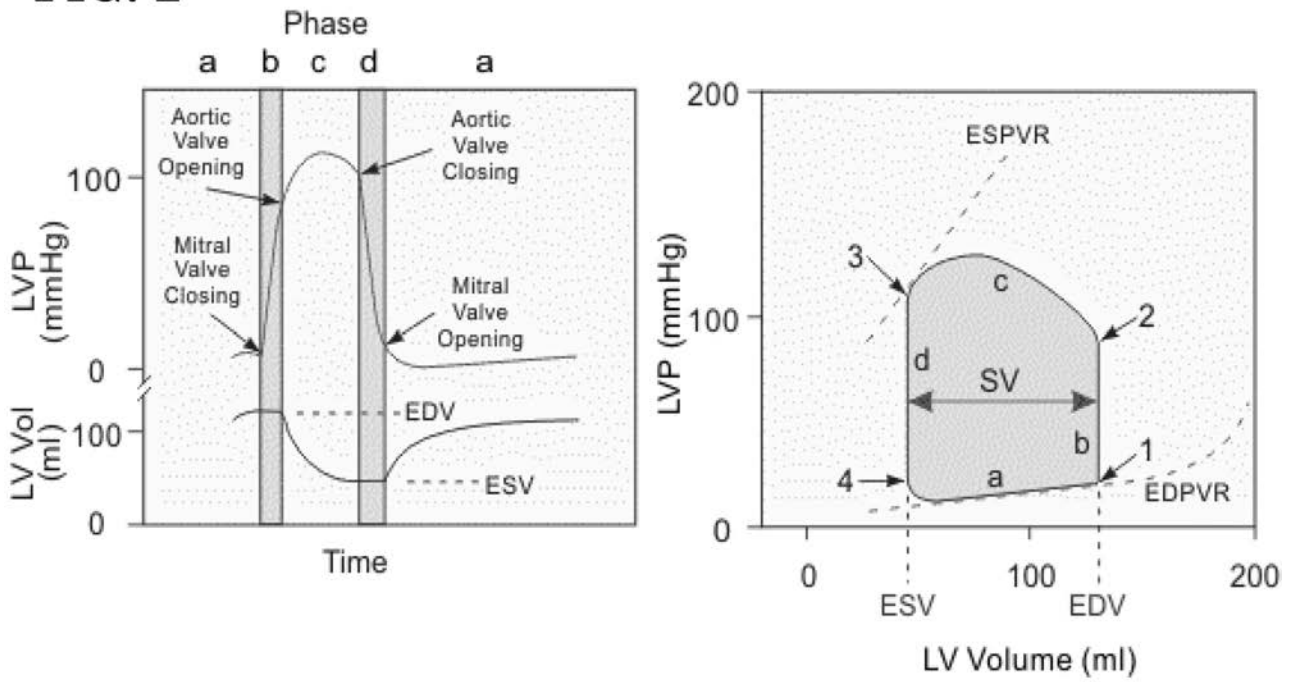
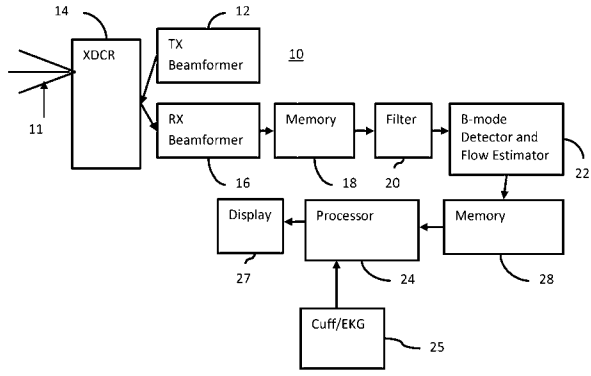


FIG. 3



|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声成像用于医疗诊断的压力容量  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2013188478A</a>  | 公开(公告)日 | 2013-09-26 |
| 申请号            | JP2013050240   | 申请日     | 2013-03-13 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 美国西门子医疗解决公司  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 西门子医疗系统集团美国公司  |         |            |
| [标]发明人         | サウラブダッタ  |         |            |
| 发明人            | サウラブ ダッタ   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/08   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/04 A61B5/02028 A61B5/1075 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/58 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/08 A61B8/14  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/DD06 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK30                                  |         |            |
| 优先权            | 13/419174 2012-03-13 US  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

摘要(译)

在医学诊断超声成像中提供压力 - 体积分析。在给定周期期间，患者的心脏被多次扫描。不同时间获得B模式和流量信息。流量信息用于估计压力随时间的变化。诸如来自袖带的参考压力可用于校准压力波形。B模式信息用于确定随时间的左心室体积，例如随时间的左心室体积。绘制随时间的左心室体积和随时间的压力，提供压力 - 体积循环。用超声波非侵入地确定压力 - 体积环。

