

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6060089号
(P6060089)

(45) 発行日 平成29年1月11日 (2017. 1. 11)

(24) 登録日 平成28年12月16日 (2016. 12. 16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06 Z DM

請求項の数 17 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2013-545590 (P2013-545590)
 (86) (22) 出願日 平成23年12月16日 (2011. 12. 16)
 (65) 公表番号 特表2014-503291 (P2014-503291A)
 (43) 公表日 平成26年2月13日 (2014. 2. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2011/055739
 (87) 国際公開番号 WO2012/085797
 (87) 国際公開日 平成24年6月28日 (2012. 6. 28)
 審査請求日 平成26年12月12日 (2014. 12. 12)
 (31) 優先権主張番号 61/426, 669
 (32) 優先日 平成22年12月23日 (2010. 12. 23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 61/466, 046
 (32) 優先日 平成23年3月22日 (2011. 3. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像による僧帽弁逆流の解析

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

逆流流れを測定する診断超音波システムであって：

体内の逆流流れの位置に超音波エネルギーを送信して該位置から超音波エコーを受信する
 トランスデューサ・アレイを有する超音波プローブと；

受信されたエコーに応答して、逆流流れの位置の超音波画像を生成する画像プロセッサ
 と；

受信されたエコーに応答して、逆流開口部に隣接するエイリアシング領域に、または該
 エイリアシング領域を越えてすぐのところに内側境界をもつように画定される領域におい
 て血流速度のドップラー超音波測定値を生成するドップラー・プロセッサと；

前記画定される領域における流れ速度場のモデルを生成して、前記モデルから導出され
 る近似された流れ速度値を前記ドップラー・プロセッサによって生成される速度測定値と
 比較し、該比較に応答して前記モデルを調整するよう構成されている流れ定量化プロセッ
 サと；

前記画像プロセッサおよび前記流れ定量化プロセッサに結合された、逆流流れの位置の
 前記超音波画像および前記流れ速度場の調整されたモデルから導出される流れ測定値を表
 示する表示装置とを有する、
 診断超音波システム。

【請求項 2】

前記流れ定量化プロセッサは、速度を測定するために超音波システムを使っているとき

10

20

に遭遇される因子について、近似された流れ速度値を調整するようさらに構成されている、請求項 1 記載の診断超音波システム。

【請求項 3】

前記因子が少なくとも、超音波の物理に起因する効果および速度を測定するために使われる当該超音波システムの動作パラメータの少なくとも一つを含む、請求項 2 記載の診断超音波システム。

【請求項 4】

前記因子の一つがドップラー角である、請求項 3 記載の診断超音波システム。

【請求項 5】

前記因子の一つが壁フィルタ・バイアスである、請求項 3 記載の診断超音波システム。

10

【請求項 6】

前記因子の一つがドップラー・スペクトル広がりである、請求項 3 記載の診断超音波システム。

【請求項 7】

前記因子の一つがエイリアシング効果である、請求項 3 記載の診断超音波システム。

【請求項 8】

前記流れ速度場が、前記画定される領域の、二次元の弓形形状を示す受け入れゾーンを有する、請求項 1 記載の診断超音波システム。

【請求項 9】

前記流れ速度場が、前記画定される領域の、三次元の半球状形状を示す受け入れゾーンを有する、請求項 1 記載の診断超音波システム。

20

【請求項 10】

前記比較に回答しての前記モデルの前記調整が、前記モデルから導出される近似された流れ速度値を調整することを含む、請求項 1 記載の診断超音波システム。

【請求項 11】

前記比較に回答しての前記モデルの前記調整が、前記流れ速度場の形状を調整することを含む、請求項 1 記載の診断超音波システム。

【請求項 12】

前記流れ速度場の調整された形状が、放物線形、つぶれた円形、楕円面または扁平な回転楕円面のうちの一つを含む、請求項 11 記載の診断超音波システム。

30

【請求項 13】

前記比較に回答しての前記モデルの前記調整が、逆流開口部の位置または逆流開口部までの距離を調整することを含む、請求項 1 記載の診断超音波システム。

【請求項 14】

超音波システムにより逆流流れを評価する方法であって：

体内の逆流流れの位置を、超音波プローブおよび画像プロセッサにより撮像する段階と；

逆流開口部に隣接するエイリアシング領域に、または該エイリアシング領域を越えてすぐのところに内側境界をもつように画定される領域における流れ速度場のモデルを生成する段階と；

40

前記画定される領域における血流速度のドップラー超音波測定値を生成する段階と；

前記モデルから導出される近似された流れ速度値を血流速度の前記ドップラー超音波測定値と比較する段階と；

前記比較に回答して前記モデルの一つまたは複数のパラメータを調整する段階と；

逆流流れの位置および調整されたモデルのパラメータから導出される流れ測定値の超音波画像を表示する段階とを含む、方法。

【請求項 15】

超音波の物理または前記比較する段階より前の前記超音波システムの動作パラメータの一つまたは複数について、流れ速度場のモデルを調整する段階をさらに含む、請求項 14

50

記載の方法。

【請求項 1 6】

生成する段階がさらに、前記画定される領域に位置する弓形の流れ速度場のモデルを生成することを含む、請求項 1 4 記載の方法。

【請求項 1 7】

生成する段階がさらに、前記画定される領域に位置する半球状の流れ速度場のモデルを生成することを含む、請求項 1 4 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は2010年12月23日に出願された米国仮特許出願第61/426,669号の利益を主張する。

【0002】

本発明は、医療診断超音波システムに、詳細には僧帽弁逆流の解析のための診断超音波撮像システムの使用に関する。

【背景技術】

【0003】

逆流は、分析および適切な処置を必要とする深刻な医学的状态である。左心室が収縮して体に血液を拍出する直前に、僧帽弁は完全に閉鎖して、収縮が全血流を動脈中に射出するようにする必要がある。弁が完全に閉鎖しないと、左心室の血液の一部が不完全に密閉された弁の開口を通じて左心房に逆噴射されてしまう。血液のこの逆流、典型的には不完全に閉じた弁の尖頭を通じて逆に噴出する小さな瞬間的な血流のジェットは、心臓からの血液の流出を減らし、よって各心臓収縮の効率を低下させる。すると、心臓は、養分を運ぶ血流の必要な供給を体に与えるために、より速く拍動しなければならない。心臓はその不効率のために酷使され、心不全につながる。

【0004】

臨床担当者は、逆流血流を検出しようとして多年にわたり超音波撮像を使ってきた。弁性逆流の超音波検出は初期には、心臓の左側の超音波画像において血液の上述したジェットを探すことによってなされた。ここ二十年は、ジェットの観察は二次元(2D)カラー流ドップラー撮像により容易になった。漏れのある心臓弁付近の異常な局所的流速を慎重に探すことによって、血液の小さなジェットの高速および乱流が検出される。だがジェットが最も優勢となる画像平面の取得は、心臓および弁の動きおよび僧帽弁の近傍における血流乱流ならびにジェットの瞬間的な発生と相俟って、この主観的なアプローチに難題を突きつける。近年では、ジェットの位置が超音波的に観察できる場合には、臨床担当者は、逆流血流を定量化しようとして、PISA (Proximal Iso-velocity Surface Area [近位等速度面領域] の略) と呼ばれる技法を使ってきた。この方法では、疑わしい弁と、左心室心腔内でありかつその弁に近位の領域がカラー流ドップラー撮像によって撮像される。ジェットの発生時には、流れ収束領域 (FCR: flow convergence region) が前記近位領域に形成され、その領域内の血流速度は瞬間的に逆流開口部に向かって加速する。流れ速度が瞬間的にカラー流画像のために使われる速度範囲を越えるため、この流れパターンはカラー流画像におけるエイリアシングを生じる。この時点でのカラー流画像が捕捉され、表示画面上で凍結される。次いで、FCRの第一のエイリアシング線における速度 v の測定がされ、エイリアシング線から弁開口部の想定される中心までの距離 r の測定がされる。次いでこれら二つの測定値を使って、表式 $Q_t = 2\pi r^2 v$ を使って前記開口部を通じた流量が計算される。

【0005】

この手順を実施するときいくつかの困難が生じる。一つは、最大の精度が得られるのは、ジェットがそのまさにピークにおいてカラー流画像に捕捉されるときであるということである。心臓サイクル中のジェットの継続時間はたった300~450ミリ秒でありうる。その一方、典型的なカラー流フレーム・レートは毎秒10~20フレームの範囲でありうる。よって、カラー流画像フレームの一枚の取得の時間が、ジェットがピークにある厳密な瞬間

10

20

30

40

50

と同じではない可能性がある。臨床担当者は、追加的な心臓サイクルについてカラー流取得シーケンスを繰り返すことができ、あるいはジェットの厳密なピーク以外での測定をすることによって引き起こされる不正確さを手打つこともできる。

【 0 0 0 6 】

もう一つの問題は、弁開口部の中心はカラー流画像において画定するのが簡単ではないということである。弁組織は超音波の大きな反射を生じ、スキャンが行われる際に高速で動いており、画像中で巨大な、ぼやけた、または不明瞭な塊として見えることがある。よって、測定値 r の精度が、開口部の厳密な位置を推定できないことによって損なわれることがある。

【 0 0 0 7 】

さらに、第三の問題は、基本的なPISA技法は単一の、一次元測定でしかないということである。一つの速度測定がなされるだけで、開口部への単一の半径 r が計算において使われる。この方法は、FCRにおける血流の残りは、その単一の測定と同じに振る舞うことを想定している。明らかに、その単一の測定をする際のどんな不正確さも、不正確な結果につながる。

【 0 0 0 8 】

これらの不正確さを治癒しようとする、基本的なPISA技法の拡張は、二次元画像中のFCRの外側境界を描く弧に沿って複数の速度測定をするというものである。各速度測定点から開口部までの距離 r が測定され、複数の測定値が、流量 Q_t を計算するために使われる。複数の測定は単一の不正確な測定に依拠することを防ぎうるものの、別の問題が生じる。単一測定（1D）技法は一般に、超音波プローブの中央ビームを心尖を通り、想定される逆流開口部をちょうど通るようにねらいをつけ、このビーム線に沿って速度 v および距離 r の測定を行うことによってなされる。このようにビーム線を逆流のこのベクトルに揃えておくことで、測定される速度は正確であり、0でないドップラー角度によって影響されることはない。よく知られているように、超音波ドップラー速度測定は、流れ方向と超音波ビーム方向との間の角度によって影響される。ビーム方向とちょうど揃った流れは正確に測定される一方、ビーム方向と0でない角をなす流れは角度の余弦によって低下する。ビーム方向に直交する（90°）流れはドップラー応答を生じない。よって、より正確な速度測定を生じるためには、超音波によって測定されるドップラー速度は、流れベクトルとビーム方向との間の角度の関数として補正しなければならない。2D PISA技法の場合、FCR弧に沿った追加的な速度測定、その流れベクトルと速度測定がなされる各点におけるビーム方向との間の角の変動のため、不正確となる。よって、複数の測定は単一速度測定における誤差を補償できるものの、総合的な測定は、各測定点におけるドップラー角の変動のため、流量を過小評価することになる。

【 0 0 0 9 】

PISA技法に内在するさらなる問題は、弁の逆流開口部の精密な位置を知ることにおける不正確さである。上述したように、カラー流画像におけるエイリアシングは、開口部に向かうおよび開口部を通る血流の突然の加速のため、弁の漏れの近傍において優勢である。よって、カラー流画像は、開口部の近傍におけるドップラー画像におけるエイリアシング色のフラッシュが散乱している。さらに、僧帽弁平面は心臓収縮の間、動く。PISA技法の精度は距離 r を測定するために開口部位置を知ることによって依拠するので、開口部位置を精密に知ることに対するこれらの障害は、不正確な r 測定に、よって不正確な流量計算につながる可能性がある。実験によれば、開口部位置におけるたった1ミリメートルの誤差が、漏れを通じた流量の計算において著しい誤差につながりうるということが実証されている。さらに、多くの逆流弁が単一のピンホール漏れではなく、不正確な弁閉鎖のスリットに沿った漏れをもつことが知られている。このように、漏れが弁を通じた単一のピンホールによって引き起こされるという想定は有効ではないことがある。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 0 】

10

20

30

40

50

- 【特許文献 1】米国特許第5,997,479号 (Savord et al.)
【特許文献 2】米国特許第6,013,032号 (Savord)
【特許文献 3】米国特許第6,623,432号 (Powers et al.)
【特許文献 4】米国特許第6,283,919号 (Roundhill et al.)
【特許文献 5】米国特許第6,458,083号 (Jago et al.)
【特許文献 6】米国特許第6,443,896号 (Detmer)
【特許文献 7】米国特許第6,530,885号 (Entrekin et al.)
【特許文献 8】米国特許第5,606,972号 (Routh)
【特許文献 9】米国特許第6,719,697号 (Li)

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

よって、PISA技法の上記の限界を克服する、僧帽弁逆流の流量 (flow rate) および体積流 (volume flow) を定量化するための方法および装置を提供することが望ましい。弁逆流の開口部の精密な位置を正確に特定することが本発明の一つの目的である。各測定位置におけるドップラー角によって影響されない一連の測定をすることが本発明のさらなる目的である。単一のピンホール漏れに起因するもののみならず、弁の閉鎖に沿ったスリットに起因する僧帽弁逆流をも同定および定量化できることが本発明のさらなる目的である。

【課題を解決するための手段】

20

【0012】

本発明の原理によれば、逆流血流を定量化するための超音波診断撮像システムおよび方法が記述される。血流の弓形の (arcuate) (二次元) または半球状の (三次元) 領域が、逆流弁の超音波画像における僧帽弁漏れの想定される位置に近位に画定される。前記領域の内側境界は漏れの開口部に隣接するエイリアシング領域にあるまたは該エイリアシング領域を越えてすぐのところであり、前記領域の外側境界は前記内側境界から外側を向いており、前記内側境界と同心である。逆流開口部の位置を含め、逆流についての初期想定がなされる。これらの想定は、逆流の速度場のモデルを計算するために使われる。モデルのパラメータが、超音波の物理および/または超音波システムの設定に従って調整され、画定された領域内で超音波システムによって観察されるべき期待される速度ベクトル V_{OBS} を決定する。画定された領域内で超音波システムによって速度測定がなされ、測定された速度は期待される速度と比較される。測定された値および期待される値の差が計算され、非線形曲線当てはめを通じて、モデル値の一つまたは複数に対して調整がなされる。このプロセスは、期待される値と測定される値が受け入れ可能な程度に収束するまで逐次的に繰り返される。逐次反復的に調整されたモデル・パラメータを使って、弁中の漏れ開口部の流量および位置の定量化された測定値を生成することができる。

30

【0013】

本発明のあるさらなる側面によれば、超音波画像中の逆流開口部の初期に想定された位置が、画像中の開口部の実際の位置を示すよう、上記のプロセスによって自動的に更新される。こうして、臨床担当者は、僧帽弁の近傍における画像の散乱にもかかわらず、逆流開口部の精密な位置を示される。

40

【0014】

本発明のさらにもう一つの側面によれば、上記の技法は、僧帽弁に沿った複数の空間的位置において繰り返される。複数の空間的位置において測定された総合的な逆流は、単一の漏れのあるピンホール開口部ではなく僧帽弁閉鎖部のスリットである逆流漏れに起因する逆流の指標を与える。

【0015】

本発明のあるさらなる側面によれば、逆流開口部近位の流れ領域においてしばしば見出される中間的な流れ速度においてピークをもつ特性をもつ壁フィルタを含む、本発明に基づく逆流測定の実装のために好ましい、いくつかの壁フィルタ特性が記述される。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】本発明の原理に基づいて構築された超音波診断撮像システムをブロック図の形で示す図である。

【図 2】図 1 の流れ定量化プロセッサの機能を示すブロック図である。

【図 3】逆流ジェットの超音波ドップラー画像を示す図である。

【図 4】本発明に基づく、初期に想定された開口部位置および自動的に示された開口部位置をもつ超音波画像を示す図である。

【図 5】本発明に基づく、弁に沿ったスリットの逆流を定量化するための技法を示す図である。

10

【図 6】本発明の超音波システムにおける使用のために好適な壁フィルタの応答特性を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

まず図 1 を参照するに、本発明の原理に基づいて構築された超音波診断撮像システムがブロック図の形で示されている。図 1 では、超音波を送信し、エコー情報を受信するために、超音波プローブ 10 内にトランスデューサ・アレイ 10' が設けられている。トランスデューサ・アレイ 10' は好ましくは、3D撮像のために三次元で、たとえば僧帽弁の位置のまわりに仰角および方位角の両方においてスキャンすることのできるトランスデューサ素子の二次元アレイである。トランスデューサ・アレイは、アレイ素子による信号の送受信を制御する、プローブ内のマイクロビーム形成器 12 に結合される。マイクロビーム形成器は、特許文献 1、2、3 に記載されるようなトランスデューサ素子のグループまたは「パッチ」によって受信される信号の少なくとも部分的なビーム形成の機能をもつ。マイクロビーム形成器はプローブ・ケーブルによって送受切り換え (T/R) スイッチ 16 に結合されている。このスイッチは、送信と受信の間を切り換え、高エネルギーの送信信号から主たるビーム形成器 20 を保護する。マイクロビーム形成器 12 の制御のもとでのトランスデューサ・アレイ 10 からの超音波ビームの送信は、T/R スイッチおよびビーム形成器 20 に結合された送信コントローラ 18 によって方向付けされる。ビーム形成器 20 は、ユーザー・インターフェースまたはコントロール・パネル 38 のユーザーによる操作から入力を受け取る。送信コントローラによって制御される機能の一つは、ビームが方向制御される方向である。ビームはトランスデューサ・アレイの真正面 (直交方向) に方向制御されてもよいし、あるいはより広い視野のために異なる諸角度に方向制御されてもよい。

20

30

【 0 0 1 8 】

マイクロビーム形成器 12 によって生成される、部分的にビーム形成された信号は、主たるビーム形成器 20 に結合される。ここで、素子の個々のパッチからの部分的にビーム形成された信号は完全にビーム形成された信号に組み合わせられる。たとえば、主たるビーム形成器 20 は 128 個のチャンネルを有していてもよく、その各チャンネルが 12 個のトランスデューサ素子のパッチから、部分的にビーム形成された信号を受信する。このようにして、二次元アレイの 1500 を超えるトランスデューサ素子によって受信された信号は、単一のビーム形成された信号に効率的に寄与することができる。

40

【 0 0 1 9 】

ビーム形成された信号は信号プロセッサ 22 に結合される。信号プロセッサ 22 は、受信されたエコー信号を、帯域通過フィルタ処理、間引き、I 成分と Q 成分の分離および高調波信号分離といったさまざまな仕方で処理することができる。この高調波信号分離は、線形信号と非線形信号を分離して、組織およびマイクロバブルから返された非線形エコー信号の識別を可能にするはたらきをする。信号プロセッサはまた、スペckル軽減、信号複合 (signal compounding) およびノイズ消去といった追加的な信号向上をも実行してもよい。

【 0 0 2 0 】

50

処理された信号はBモード・プロセッサ26およびドップラー・プロセッサ28に結合される。Bモード・プロセッサ26は、心臓壁の組織、僧帽弁および血液細胞のような体内の構造の画像化のために振幅検出を用いる。体の構造のBモード画像は、特許文献4および特許文献5に記載されるように、高調波モードまたは基本モードまたは両者の組み合わせにおいて形成されうる。ドップラー・プロセッサ28は、画像フィールド中の血液細胞の流れのような物質の動きの検出のために、組織および血流からの、時間的に異なる信号を処理する。ドップラー・プロセッサは典型的には、体内の物質の選択された種別から返されるエコーを通過させるおよび/または拒否するよう設定されうるパラメータをもつ壁フィルタを含む。たとえば、壁フィルタは、より大きな速度の物質からの比較的小さな振幅の信号を通過させる一方、より小さなまたはゼロの速度の物質からの比較的強い信号を拒否する通過帯域特性をもつよう設定されることができ。この通過帯域設定は、流れている血液からの信号を通過させる一方、心臓壁のような付近の静止したまたはゆっくり動くオブジェクトからの信号を拒否する。逆の特性は、心臓の動いている組織からの信号を通過させる一方、血流信号を拒否し、組織の動きの組織ドップラー撮像、検出および描出と称されるものを提供する。ドップラー・プロセッサは、画像フィールド中の種々の点からの時間的に離散的なエコー信号のシーケンスを受信および処理する。特定の点からのエコーのシーケンスは、アンサンブルと称される。比較的短い時間区間にわたって素速く相次いで受信されたエコーのアンサンブルは、ドップラー周波数の、血流速度を示す速度との対応を用いて、流れている血液のドップラー・シフト周波数を推定するために使用できる。より長い時間期間にわたって受信されたエコーのアンサンブルは、より低速の流れている血液またはゆっくり動いている組織の速度を推定するために使われる。急速に現れるジェットの前向き逆流評価のために、高い収集フレーム・レートを実現できるよう、一般に、短いアンサンブル超（少なめのサンプル）が用いられる。ドップラー・シフト Δf は $\Delta f = 2vf_0 \cos \theta / c$ の形の式によって推定されてもよい。ここで、 f_0 は送信周波数、 c は超音波伝搬速度、 v は速度、 θ はビーム方向と血流方向との間の角度である。

【0021】

Bモード・プロセッサおよびドップラー・プロセッサによって生成される構造信号および動き信号はスキャン・コンバータ32および多断面再構成器44に結合される。スキャン・コンバータはエコー信号を、所望される画像フォーマットで、該エコー信号が受信された空間的關係に配置する。たとえば、スキャン・コンバータは、エコー信号を二次元（2D）扇形フォーマットまたはピラミッド形三次元（3D）画像に配置してもよい。スキャン・コンバータは、Bモード構造画像を、画像フィールド中の諸点における動きに対応する、ドップラー推定された速度に対応する色と重ねて、画像フィールド中の組織の動きおよび血流を描くカラー・ドップラー画像を生成する。多断面再構成器は、特許文献6に記載されるように、身体の体積領域内の共通平面内の諸点から受け取られるエコーを、その平面の超音波画像に変換する。ボリューム・レンダラー42は、特許文献7に記載されるように、3Dデータセットのエコー信号を所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。2Dまたは3D画像はスキャン・コンバータ32、多断面再構成器44およびボリューム・レンダラー42から画像プロセッサ30に、さらなる向上、バッファリングおよび画像ディスプレイ40での表示のための一時的記憶のために、結合される。

【0022】

本願の原理によれば、ドップラー・プロセッサ28によって生成される血流速度値は流れ定量化プロセッサ34に結合される。流れ定量化プロセッサは、後述するように、逆流開口部を通じた流量、該開口部を通じた体積流および該開口部の空間的位置の指標を生成するよう動作する。流れ定量化プロセッサは、後述するように、開口部の位置の初期推定値のようなユーザー・コントロール・パネル38からの入力を受け取ってもよい。流れ定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ40上で画像とともに該プロセッサからの出力データを再生するためのグラフィック・プロセッサ36に結合される。グラフィック・プロセッサ36は、超音波画像と一緒に表示するためのグラフィック・オーバーレイを生成することもできる。これらのグラフィック・オーバーレイは、患者名、画像の日

10

20

30

40

50

時、撮像パラメータなどといった標準的な識別情報を含むことができる。これらの目的のために、グラフィック・プロセッサは、タイプされた患者名のようなユーザー・インターフェース 38 からの入力を受け取る。ユーザー・インターフェースは、トランスデューサ・アレイ 10' からの超音波信号の生成を、よってトランスデューサ・アレイおよび超音波システムによって生成される画像を制御する送信コントローラ 18 にも結合される。ユーザー・インターフェースは、後述するように、本発明に基づく複数の多断面再構成された (MPR: multiplanar reformatted) 画像の表示の選択および制御のために、多断面再構成器 44 にも結合される。

【0023】

図 2 は、図 1 の流れ定量化プロセッサの動作を記述している。このプロセッサは、後述するような包含ゾーン内のサンプル点における流れ速度場の数学的モデルに基づく。2D 画像実施形態では、包含ゾーンは好ましくは、逆流開口部位置 $\{x_0, y_0, z_0\}$ を中心とする二本の弧によって画定される曲がったストリップである。3D 画像実施形態では、下記で図 3 との関連で論じるように、曲がったストリップは半球形の殻の形である。ある好ましい実施形態では、モデルは、次の形の流れ速度場のベクトル速度モデルである。

【0024】

【数 1】

$$\vec{V}_{Model}(r) = \vec{n}_{rel} |V(r)|$$

または

$$\vec{V}_{Model}(r) = \frac{-\vec{r}}{\|\vec{r}\|} \circ |V(r)|$$

$$\text{ここで } |V(r)| = \vec{F} / 2\pi r^2$$

→ 付きの F は流れベクトル、r は包含ゾーン中の三次元座標での (x, y, z) の点から逆流開口部までの距離であり、開口部は三次元空間中で座標 $\{x_0, y_0, z_0\}$ に位置している。これは、開口部への方向を示すようベクトル的に表現されたときの距離 r は

【0025】

【数 2】

$$\vec{r} = \{x - x_0, y - y_0, z - z_0\}$$

の形であることを意味する。

【0026】

図 2 のボックス 50 において、包含ゾーン中のすべての点の流れ速度がこのようにしてモデル化される。初期には、モデルは、流れ F (→ 付き) および逆流開口部の $\{x_0, y_0, z_0\}$ 位置を含む未知パラメータについての仮定または推定された値をもって開始できる。たとえば、モデルは、名目上、逆流流れに特徴的なパラメータをもって開始することができる。ユーザーは、超音波画像中の逆流開口部の想定される位置を示すことなどにより、パラメータを入力できる。あるいはまた、PISA のような既知の技法を、流れ速度場についての開始時のパラメータとして使われる値を計算するために使うこともできる。

【0027】

流れ速度場モデルは、速度ベクトルを近似する。これは、真の生理的速度ベクトルがわかっていたとしたら、正確になるであろう。モデルによって近似される速度ベクトルは、ボックス 50 の出力において、 $\sim V_{TRUE}$ として示されている。ボックス 52 は次いで、超音波の物理および使用される超音波システムの動作パラメータのような実際的な因子に起因する何らかの制限および調整を $\sim V_{TRUE}$ に対して課す。次いで流れベクトル場モデルは

10

20

30

40

50

、超音波システムによって観察されるであろう実際の速度場を考慮する際にこれらの実際的な因子を考慮に入れるよう調整またはスケーリングされる。調節ができる実際的な因子の一つは、ドップラー角である。上述したように、超音波システムによって実行されるようなドップラー測定は、流れの方向が超音波ビームの方向と揃っているとき、すなわちドップラー角がゼロの場合にのみ厳密に正確になる。ビーム方向と流れ方向との間の他のあらゆる角については、速度は少なめになる。上記で示したドップラー・シフトの式では、ドップラー角は、結果において、 $\cos \theta$ の項によって重み付けされる。ここで、 θ がドップラー角である。超音波システムのもう一つの実際的な因子は、壁フィルタ・バイアスである。ドップラー壁フィルタは、典型的には、非線形特性を示す。該非線形特性は、血流検出については、DC（動きなし）でゼロ応答をもち、選択された高周波数 $\pm f$ においての最大応答まで上昇する。あるいはまた、下記で論じるように、壁フィルタは、アンサンブル・サンプリング・レートのナイキスト限界によって指定されるよりも小さな周波数において最大応答を示すことができる。ドップラー・シフトが測定される体内のサンプル体積は、体内の単一点ではなく、有限の大きさをもち、その結果、返ってくるドップラー信号はある範囲の諸速度を示す。壁フィルタの非一様な応答は、幅広い広がりを持つ速度に、応答特性の種々の位置においてより大きな利得を経験させる。たとえば、より高い速度がより低い速度より大きく強調される。この非一様な応答は、壁フィルタ・バイアスと称される、速度の広がりを持つ知覚される中心におけるシフトを生じることができる。壁フィルタ・バイアス効果は、調整によってモデルに取り入れられることもできる。取り入れられることのできるもう一つの関係した因子は、スペクトル広がり、すなわちサンプル体積からアレイ・トランスデューサの有効開口の各受信素子への種々の経路および角度から帰結する、ドップラー・スペクトル拡散である。特許文献 8 参照。取り入れられることのできるさらにもう一つの因子は、エイリアシング効果である。すなわち、血流の動きがエコー・アンサンブルのサンプリング・レートのナイキスト限界によって曖昧さなく検出できる速度を超えた速度にあるときに、ドップラー周波数および速度が誤って報告される現象である。ボックス 52 では、これらのような要因が、ドット積調整によって、流れ速度場モデルに取り入れられて。これは、先述したモデルについては、次の形に書ける。

【 0 0 2 8 】

【 数 3 】

$$\vec{V}_{OBS}(r) = |V(r)| \left[\frac{-\vec{r}}{\|\vec{r}\|} \circ \vec{n}_{scan} \right]$$

ここで、 $\rightarrow$ 付きの n_{scan} は調整がなされている物理的および超音波システム因子のベクトル表現である。図 2 に示される結果は V_{OBS} である。これが、期待される効果および超音波システムによって測定される信号に何が期待されるかによって調整されたモデルである。

【 0 0 2 9 】

比較器 54 は、流れ速度場モデルからの期待される速度値 V_{OBS} を、ドップラー・プロセッサ 28 によって生成される、場の中の諸点（サンプル体積）からの実際の速度測定値 V_{MEAS} と比較する。ボックス 56 では、期待される値と受領された値との間の差が二乗されて、各点についての誤差項を生成する。誤差項は、一次元（たとえば 1D 線）、二次元（たとえば 2D 線弓形領域）または三次元（たとえば 3D 半球状の殻）の包含ゾーンであってもよい包含ゾーン全体にわたって積分されて、ゾーン全体からの平均平方誤差項を生成する。次いでこの誤差項は、その後測定される誤差項の低下を引き起こすよう、 r および流量のような場モデルのパラメータを調整するために使われる。好ましい調整技法は、モデルを誤差低減に向けて適応させるよう非線形の曲線当てはめを使うことである。使用されうる一つのそのような非線形曲線当てはめ技法は、リーヴェンガー・マーカート（Levengerg-Marquardt）アルゴリズムである。これは、逆流開口部位置の座標および該開口部に向かうまたは該開口部を通じた場の流れ（ $\rightarrow$ 付きの F ）または流量（ Q_i ）を洗練する。

【 0 0 3 0 】

図2のループは、誤差項を小さくするために逐次反復される。ループの各パスで、より精密に適応された場モデルが調整され、受け入れゾーンからの超音波速度測定値と比較され、誤差項が逐次反復的に小さくされる。誤差項が受け入れ可能な小さな値まで低下したら、モデルは、開口部位置および該開口部を通じた血流の所望される実際の測定値を示す。これらの項および所望に応じて他の項は、流れ定量化プロセッサ34によって出力として生成され、ディスプレイ上でユーザーに対して呈示される。

【0031】

図3は、僧帽弁逆流を測定するための、本発明の実践を例解する図的な2D超音波画像である。線100は、開口部0を通じて逆流漏れが存在する僧帽弁の平面を表す。左心室が収縮するとき、血液102のジェットが逃れて右心房に戻る。PISA方法では、このジェットは開口部0を通じて延びるドップラー・ビーム110によって調査される。特許文献9は、ドップラー・ビーム110の位置から心臓サイクルを通じてカラーMモード表示が生成される、PISA技法への改善を提起している。カラー・ドップラー表示プロセッサは、画像の右側のカラー・バー120によって示される、ゼロ速度中心基準(BK=black[黒])から互いに反対方向への+Vおよび-Vの最大速度まで延びる表示限界について設定される。ある範囲の色(Y=yellow[黄]; DR=dark red[暗い赤]など)がこの速度範囲に従って表示される。測定されている速度が+Vおよび-Vのナイキスト限界を超えるとエイリアシングが起こる。開口部のすぐ隣には、流れ収束領域(FCR: flow convergent region)104がある。この流れ収束領域の先が、本発明の実装によって使われる受け入れゾーン112(S)である。

【0032】

PISA技法および本発明はいずれも、開口部近くの左心室内の逆流が開口部位置0に向かって収束し、流れているという想定を前提としている。このことは、受け入れゾーンS内の流れベクトル(→付きの V_1 、 V_2 、 V_3)によって示されている。だが、ドップラー・ビーム110の方向が示すように、たとえフェーズドアレイ・セクター・プローブの変化するビーム角度が使われるときでも、実質的に流れベクトルの全てがビーム方向と揃うわけではない。結果として、異なる流れベクトルについては異なる大きさのドップラー角があり、それが、上記の図2のボックス52において、ドップラー角調整によって、流れ速度場モデルに取り入れられる。

【0033】

FCR 104のカラー・ドップラー画像は無秩序で一貫性のないものになる。これは、この領域では、収縮期の間、血流が向きを変え、開口部0に向かって瞬間的に加速するため、血液細胞の空間的配向および血流速度が非常に急速に変化しているからである。この期間中に収集されるアンサンブル・サンプルはしばしば互いと相関しておらず、これは通常のドップラー推定プロセッサが依拠するアンサンブル内での相関を使えなくする。結果として、FCR内での流れは全体的には層状ではあっても、カラー流表示はきわめて乱流的な流れおよびエイリアシングのある表示となることがある。受け入れゾーンSの内側境界108は好ましくは、FCRからの一貫しない速度推定値の使用を避けるため、流れ収束領域104を越えたところに設定される。境界108を設定する一つの手法は、速度剪断境界(velocity shear boundary)にまたは該境界を越えたところに設定するというものである。これは、カラー流表示を参照しながら視覚的に、あるいは速度剪断閾値(velocity shear threshold)を参照して自動的に行うことができる。

【0034】

受け入れゾーンの外側境界106は、測定可能な速度との関係で設定されてもよい。逆流流れの速度は開口部付近で比較的大きい一方、開口部からの距離が増すと漸進的に低くなる。外側境界106は、低いドップラー速度の信頼できる測定がいまだできる開口部0からの距離に設定されることができる。これは、ナイキスト限界のある割合との関係で、あるいは5mm/secのようなある低い流れ速度との関係で決定されてもよい。このように、外側境界106は、低い流れへの受け入れ可能な感度がドップラー・プロセッサによって依然として実現できる距離に設定されることができる。

【 0 0 3 5 】

図3の例における受け入れゾーン112は、開口部0のところに回転中心をもつ二次元の弓形領域Sであることが見て取れる。本発明は、一次元、二次元または三次元で使用されうる。一次元の実装およびモデルは単に、たとえば弧108と106の間にあるビーム線110のセグメントを考えてもよい。二次元の実装は、図3の受け入れゾーン112のような平面状の受け入れゾーンをサンプリングするものになる。三次元の実装は、112のような弓形の受け入れを、ただし開口部を中心とした完全な半球において、考える。二次元および三次元の実装では、より高い精度が预期される。ある好ましい実装は、図1に示すような二次元アレイ・トランスデューサをもつ3D撮像プローブを使い、収集およびモデル化は開口部のまわりの半球状または半分の半球状の体積殻においてなされる。二次元撮像ではより高いフレーム・レートが実現でき、その場合、多断面再構成器44の使用によって、3Dプローブでスキャンされた体積から、開口部およびジェットを通るMPRフレームが選択できる。所望される平面は、高い収集フレーム・レートで反復的にスキャンされることができ、速度測定および流れ計算は2D MPR画像に示される二次元受け入れゾーンを用いてできる。

10

【 0 0 3 6 】

そこから流れが開口部に向かって円形パターンで収束するような受け入れゾーンが図3に示されるように存在できるものの、場合によっては、他の非円形パターンが存在することが見出されている。別の言い方をすると、開口部のほうを指す流れベクトルは純粋な円の弧以外のパターンに配置されてもよい。図3の円形の代わりに、受け入れゾーンは、放物線状のまたはつぶされた円の形を有していてもよい。三次元の実装では、受け入れゾーンは楕円面または扁平な回転楕円面の殻であってもよい。受け入れゾーンの形、すなわち速度がモデルとの比較で測定される面積または体積は、図2の処理ループを逐次的に通過する際に動的に変更されてもよい。それにより、プロセスは、初期モデルにおいて使用されたのからは変更された形状をもつ受け入れゾーンに適應され、収束することになる。

20

【 0 0 3 7 】

先述したように、臨床担当者にとって、小さな逆流開口部の位置を超音波画像上で正確にピンポイント特定することは難しいことがよくある。心臓が収縮していないときは、開口部は存在しない。開口部が存在するときは、その位置は、流れ収束領域の近傍のように開口部の結果として生じる乱流の撮像アーチファクトによって損なわれる。本発明のあるさらなる側面によれば、本発明の実装は、超音波画像上で漏れ開口部の位置を自動的に示すことができる。図4は超音波画像を示しているが、図3との関連で先述した要素は同じ参照符号を付してある。この画像は、診断の開始にあたって臨床担当者によって画像上に置かれた、逆流開口部の想定される位置を示す小さなボックス130をも含んでいる。トラックボールのような、コントロール・パネル38のコントロールが臨床担当者によって操作されて、アイコン130が画像中の、臨床担当者が開口部があると考える位置に置かれる。指示された開口部アイコン130の座標が、図2に示される流れ定量化プロセッサの処理にシードを与えるために使用される。それにより、前記座標が、ボックス50の数学的モデルにおける開口部の初期座標として使われる。プロセッサ34は、測定された速度値 V_{MEAS} の受領に応答して、開口部位置に向かう流れ速度ベクトルのモデル化された値を逐次反復的に洗練する。開口部位置の垂直方向の配置は、モデル化された速度ベクトルの、測定された速度値との収束に対して最大の効果をもつことが見出された。心臓が収縮期の間に収縮する際、収縮の動きは僧帽弁を、画像中で、左心室の中心に向かって垂直方向に動かす。こうして、心臓の自然な収縮運動が、逆流流れ評価における最大の誤差の源となりうる。プロセッサ34は、境界106と108の間の流れ速度場（受け入れゾーンS）において測定された速度値と推定された速度値との間の誤差食い違い（error disparity）を減らすよう開口部の位置を逐次反復的に洗練する。流れ定量化プロセッサが開口部の真の座標に対して収束するよう逐次反復すると、最終的に決定された座標は、流れ定量化プロセッサ34およびグラフィック・プロセッサ36によって、自動的に画像中で開口部アイコン130を計算された座標まで動かすために使用される。あるいはまた、グラ

30

40

50

フィック・プロセッサは、ディスプレイ上で、逐次反復的モデル調整によって決定された真の座標位置のところに、別の（計算された）開口部アイコン 132 を置く。先述したように、たった1mmの開口部の位置決めミスが、開口部流量および体積流の計算に著しい影響を与えることがある。ここで、体積流（volume flow）とは、心臓が収縮する時間（心臓サイクルの約3分の1）にわたる流量（flow rate）の積分である。流れ体積は、収縮期間のほぼ中央においてピークとなる。図4では、システムは、計算された開口部アイコン 132 を、開口部位置についての臨床担当者の初期推定とは異なる、画像フィールド中の真の位置に置いていることが見て取れる。超音波調査が2D撮像を用いて実行されるとき、開口部座標は一般に、 (x, y, z) デカルト座標である。3D撮像が使われるときは、球面 (r, θ, φ) 座標系が一般に用いられる。さらに、図4の超音波画像が示すように、受け入れゾーンSは、表示される超音波画像中にグラフィックに描画され、上記で論じたような受け入れゾーンの形状の任意の修正が、ディスプレイ上での受け入れゾーンの表示される形状およびグラフィック描画に取り入れられる。

【0038】

上述したように、逆流開口部は常に閉じた弁における単一のピンホール漏れとして存在するわけではない。漏れは、スリット開口または複数の小さな漏れによって生じることもある。図5は、弁閉鎖におけるスリットおよび複数の漏れの流量および体積流を評価するための本発明のある実装の使用を示している。図5が示すように、本発明のプロセスは、漏れのある僧帽弁 100' に沿って配列された一連の開口位置について実行される。これらの離散的な複数のピンホール開口部位置は、閉鎖された弁における複雑なスリット様の開口部または複数の開口部をモデル化するために使用できる。図5は、三つのそのような決定の例を示している。各決定は、外側ゾーン境界 106、106' および 106'' によって示される独自の受け入れゾーンおよび弁 100' に沿った異なる開口部位置において収束するような向きにされた流れベクトル（短い矢印で示されている）をもつ。各ピンホール開口部に関連付けられたベクトル速度場は、他の開口部とベクトル的に組み合わせられ、それにより、単一の組み合わせられたベクトル速度場とともに単一の組み合わせられた受け入れゾーンが定義される。複数の開口部について、組み合わせられたベクトル速度場は今や、真の生理的速度ベクトル（ $\sim V_{true}$ 、図2のボックス50の出力）を近似する。組み合わせられたベクトル速度場の処理により、僧帽弁閉鎖に沿ったスリット全体に対応するすべてのピンホール開口部の流量または体積流を決定する。図5は三つのピンホール開口部から生成されたベクトル速度場の例を与えているが、スリットを十分にモデル化するために任意の数の開口部が使用されてもよい。各測定について使われる受け入れゾーンは、図5に示されるように組み合わせられてもよい。組み合わせられる開口部について決定される流れがスリットに沿った独特な開口部または位置に向けられるベクトル流れだからである。三次元の実装では、諸測定の線は、平面内の直線に制約されず、僧帽弁の尖頭の閉鎖の非直線形な経路をたどってもよい。

【0039】

図6は、本発明のある実装において用いられてもよい二つのドップラー壁フィルタの応答特性を示している。図6のプロットの横軸の座標は、サンプリングされるデータ壁フィルタのナイキスト限界の単位で示されている。ここで、+1および-1の限界が、血流速度に対応するフィルタの正規化されたナイキスト限界である。零（DCまたは流れなし）状態は中心である。縦軸の座標は、フィルタ特性の相対振幅応答を示す。応答曲線 140 は、血流を測定するための典型的な壁フィルタ応答曲線であり、本発明のある実装において使用されてもよい。この特性は、中心において応答0を有しており、結果として、静止している血管壁のような静的なオブジェクトには反応がない。応答は、曲線が0から外側に延びるにつれて、漸進的に増大し、ナイキスト限界のところで最大応答をもつことが見て取れる。これが選ばれたサンプリング間隔においてエイリアシングなしに検出可能な最大の速度流れに対応する。結果として、この応答特性は、最大の流れ速度において流れに対して最も敏感である。

【0040】

応答曲線 150 は、本発明の実装の壁フィルタについてしばしば好まれるものである。この曲線 150 の応答は、比較的高いが ± 0.5 ナイキストより少し上、好ましくはナイキストの $1/2$ から $2/3$ の範囲内の中間的なサンプリング・レートでピークをもち、ナイキスト限界では応答 0 まで低下することが見て取れる。このフィルタ特性は、受け入れゾーン S の外側境界 106 のまわりに期待される低めの流れ速度に対してより敏感になるよう設計されている。これは、逆流流れのカラー流撮像のために典型的に使われる短いアンサンプルから帰結する、低い速度流れに対する低い感度を相殺するのに助けとなる。このことは、プロットの中心付近でのより低い速度に対する曲線 150 のより大きな応答によって見て取れる。曲線 150 はナイキスト限界において 0 まで降下するのが見て取れるが、高速の感度のこの損失は、低速の流れに対するより大きな感度に対するトレードオフとされる場合には、一般に、受け入れ可能である。

10

いくつかの態様を記載しておく。

〔態様 1〕

逆流流れを測定する診断超音波システムであって：

体内の逆流流れの位置に超音波エネルギーを送信して該位置から超音波エコーを受信するトランスデューサ・アレイを有する超音波プローブと；

受信されたエコーに応答して、逆流流れの位置の超音波画像を生成する画像プロセッサと；

受信されたエコーに応答して、逆流流れの位置の近傍において血流速度のドップラー超音波測定値を生成するドップラー・プロセッサと；

20

逆流流れの位置の近傍における流れ速度場のモデルを生成して、前記モデルから導出される近似された流れ速度値を前記ドップラー・プロセッサによって生成される速度測定値と比較し、該比較に応答して前記モデルを調整するよう構成されている流れ定量化プロセッサと；

前記画像プロセッサおよび前記流れ定量化プロセッサに結合された、逆流流れの位置の前記超音波画像および前記流れ速度場の調整されたモデルから導出される流れ測定値を表示する表示装置とを有する、

システム。

〔態様 2〕

前記流れ定量化プロセッサは、速度を測定するために超音波システムを使っているときに遭遇される因子について、近似された流れ速度値を調整するようさらに構成されている、態様 1 記載の診断超音波システム。

30

〔態様 3〕

前記因子が少なくとも、超音波の物理に起因する効果および速度を測定するために使われる当該超音波システムの動作パラメータの少なくとも一つを含む、態様 2 記載の診断超音波システム。

〔態様 4〕

前記因子の一つがドップラー角である、態様 3 記載の診断超音波システム。

〔態様 5〕

前記因子の一つが壁フィルタ・バイアスである、態様 3 記載の診断超音波システム。

40

〔態様 6〕

前記因子の一つがドップラー・スペクトル広がりである、態様 3 記載の診断超音波システム。

〔態様 7〕

前記因子の一つがエイリアシング効果である、態様 3 記載の診断超音波システム。

〔態様 8〕

前記流れ速度場が、開口部の近傍の、二次元の弓形形状を示す受け入れゾーンを有する、態様 1 記載の診断超音波システム。

〔態様 9〕

前記流れ速度場が、開口部の近傍の、三次元の半球状形状を示す受け入れゾーンを有す

50

る、態様 1 記載の診断超音波システム。

〔態様 1 0〕

前記比較に応答しての前記モデルの前記調整が、前記モデルから導出される近似された流れ速度値を調整することを含む、態様 1 記載の診断超音波システム。

〔態様 1 1〕

前記比較に応答しての前記モデルの前記調整が、前記流れ速度場の形状を調整することを含む、態様 1 記載の診断超音波システム。

〔態様 1 2〕

前記流れ速度場の調整された形状が、放物線形、つぶれた円形、楕円面または扁平な回転楕円面のうちの一つを含む、態様 1 1 記載の診断超音波システム。

〔態様 1 3〕

前記比較に応答しての前記モデルの前記調整が、逆流開口部の位置または逆流開口部までの距離を調整することを含む、態様 1 記載の診断超音波システム。

〔態様 1 4〕

超音波システムにより逆流流れを評価する方法であって：

体内の逆流流れの位置を、超音波プローブおよび画像プロセッサにより撮像する段階と；

；

逆流流れの位置の近傍における流れ速度場のモデルを生成する段階と；

逆流流れの位置の近傍における血流速度のドップラー超音波測定値を生成する段階と；

前記モデルから導出される近似された流れ速度値を血流速度の前記ドップラー超音波測定値と比較する段階と；

前記比較に応答して前記モデルの一つまたは複数のパラメータを調整する段階と；

逆流流れの位置および調整されたモデルのパラメータから導出される流れ測定値の超音波画像を表示する段階とを含む、

方法。

〔態様 1 5〕

超音波の物理または前記比較する段階より前の前記超音波システムの動作パラメータの一つまたは複数について、流れ速度場のモデルを調整する段階をさらに含む、態様 1 4 記載の方法。

〔態様 1 6〕

生成する段階がさらに、逆流のある開口部の近傍に位置する弓形の流れ速度場のモデルを生成することを含む、態様 1 4 記載の方法。

〔態様 1 7〕

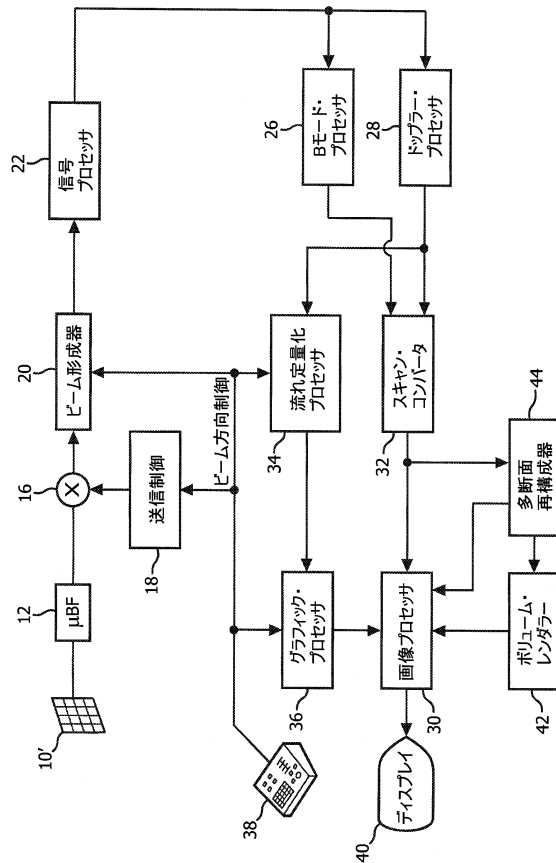
生成する段階がさらに、逆流のある開口部の近傍に位置する半球状の流れ速度場のモデルを生成することを含む、態様 1 4 記載の方法。

10

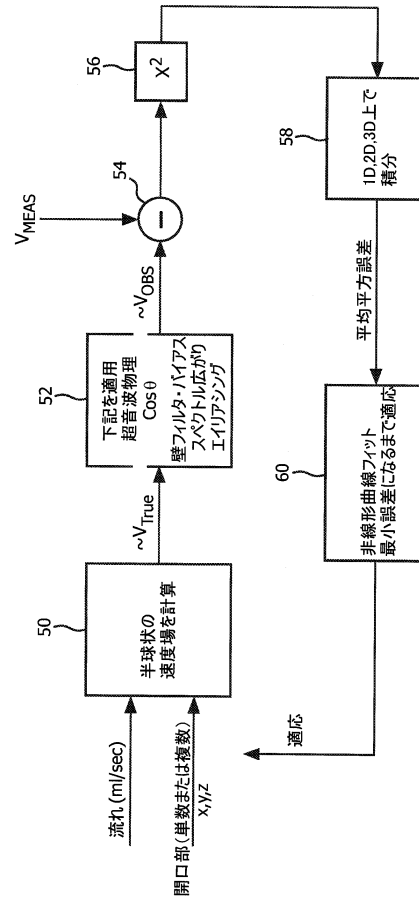
20

30

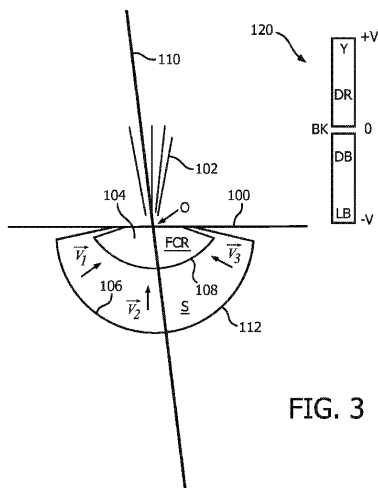
【 図 1 】



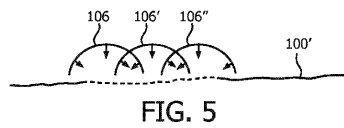
【 図 2 】



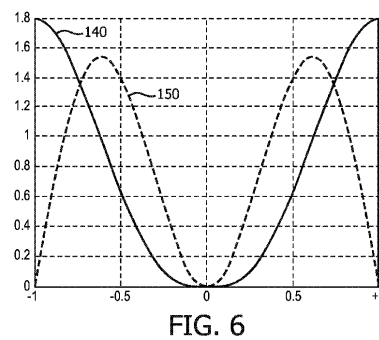
【 図 3 】



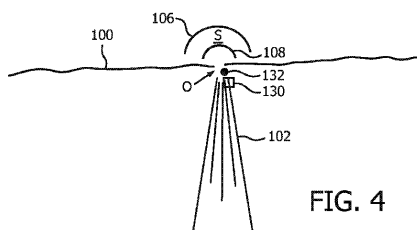
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ウェイ, チフォン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 シーレ, カール

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 ヨガナサン, アジト

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 ヤップ, チューン フワイ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平03 - 021230 (JP, A)

国際公開第2010 / 046330 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超声成像分析二尖瓣关闭不全		
公开(公告)号	JP6060089B2	公开(公告)日	2017-01-11
申请号	JP2013545590	申请日	2011-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ウェイチフォン シーレカール ヨガナサンアジト ヤップチューンフワイ		
发明人	ウェイ,チフォン シーレ,カール ヨガナサン,アジト ヤップ,チューン フワイ		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/488 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06.ZDM		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/426669 2010-12-23 US 61/466046 2011-03-22 US		
其他公开文献	JP2014503291A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种超声诊断成像系统，其对通过二尖瓣的反流流量进行量化。超声系统中的流量化处理器 (34) 产生靠近反流孔的流速场的数学模型。速度场模型产生指向反流孔的速度矢量的值。针对超声物理学和超声系统操作的效果修改这些建模值以产生预期速度值。将预期速度值与由超声系统测量的实际多普勒速度进行比较，并且将该差累积为用于调整模型的参数 (例如孔口位置和流速) 的均方误差。当该迭代处理与期望的比较收敛时，使用从最终调整的模型导出的参数来计算真实孔口位置，流速和体积流量。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6060089号 (P6060089)	
(45) 発行日 平成29年1月11日 (2017.1.11)		(24) 登録日 平成28年12月16日 (2016.12.16)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 6 (2006.01)		F 1 A 6 1 B 8 / 0 6 Z D M			
請求項の数 17 (全 16 頁)					
(21) 出願番号 特願2013-545590 (P2013-545590)		(73) 特許権者 590000248			
(86) (22) 出願日 平成23年12月16日 (2011.12.16)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ			
(65) 公表番号 特表2014-503291 (P2014-503291A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.			
(43) 公表日 平成26年2月13日 (2014.2.13)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5			
(86) 国際出願番号 PCT / 182011 / 055739		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven			
(87) 国際公開番号 W02012 / 085797		(74) 代理人 100107766			
(87) 国際公開日 平成24年6月28日 (2012.6.28)		弁理士 伊東 忠重			
審査請求日 平成26年12月12日 (2014.12.12)		(74) 代理人 100070150			
(31) 優先権主張番号 61 / 426, 669		弁理士 伊東 忠彦			
(32) 優先日 平成22年12月23日 (2010.12.23)					
(33) 優先権主張国 米国 (US)					
(31) 優先権主張番号 61 / 466, 046					
(32) 優先日 平成23年3月22日 (2011.3.22)					
(33) 優先権主張国 米国 (US)					
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 線容荷極限による電磁弁流注の駆動					

(54) 【発明の名称】 超音波画像による僧帽弁逆流の解析