

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-514997

(P2005-514997A)

(43) 公表日 平成17年5月26日(2005.5.26)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/06

G01S 15/89

// A61B 8/12

F I

A61B 8/06

G01S 15/89

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

5J083

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2003-560595 (P2003-560595)
 (86) (22) 出願日 平成14年12月11日 (2002.12.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年6月24日 (2004.6.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/005356
 (87) 国際公開番号 W02003/060553
 (87) 国際公開日 平成15年7月24日 (2003.7.24)
 (31) 優先権主張番号 01403392.2
 (32) 優先日 平成13年12月28日 (2001.12.28)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体器官内の流動の定量的な算出を実行するための超音波画像シーケンスを処理する手段を有する観察システム

(57) 【要約】

体器官を介した流動の定量的な算出を実行するための、三次元 (3-D) 超音波画像のシーケンスを処理するための医療用超音波観察システムであって、以下のステップを実行するための手段を有している。つまり、上記流動の三次元カラーフロー画像のシーケンスを取得し；流動速度値のセグメント化により等速度表面 (6) を構築する三次元画像における流動速度値を評価し；等速度表面により制限された容量を演算し；且つ、流動が伝播する器官の開口部の表面を算出するためのセグメント化された表面から算出された流動速度値 (V) 及び容量 (Vol) を用いることを有している。この観察システムは、さらに、上記の開口部を介した上記の流動のピーク速度 (VREG) を測定し；上記開口部に対して上流へ伝播する流動の等速度表面における流動速度値の関数として流動が伝播する上記開口部の表面を演算することを、さらに有するステップを実行するための手段を有し、上記の容量は、上記のセグメント化された等速度表面及び上記の開口部を介して上記流動の上記ピーク速度から演算されていることを特徴としている。この表面は： $SOR = Vol \cdot V / VREG$ にて与えられる。このシステムは、僧帽弁における逆行性噴射の表面の評価に適用されてもよい。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体器官内の流動の定量的な算出を実行するための、三次元超音波画像のシーケンスを処理する、医療用超音波観察システムであって：

体器官内の流動に関する三次元カラーフロー画像のシーケンスを取得し；

前記三次元画像における前記流動の速度値を評価し；

前記の流動の速度値をセグメント化することにより等速度表面を構築し；

前記等速度表面にて範囲を規定される前記容量を演算し；且つ

前記流動が伝播する前記体器官の前記開口部の表面を演算すべく、セグメント化された表面から演算された前記の流動速度値と前記容量とを使用する；

ステップを実行する手段を有する、医療用超音波観察システム。

10

【請求項 2】

前記流動の方向における前記開口部を介した流動のピーク速度を測定し；且つ

前記開口部に対する前記流動の伝播の上流の等速度表面における前記の流動の速度値、

前記のセグメント化された等速度表面から演算された前記容量、及び

前記の流動の伝播の前記方向における前記開口部を介した前記流動の前記ピーク速度、の関数として、前記流動が伝播する、前記の開口部の表面を演算する；

ステップを実行する手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用超音波観察システム。

20

【請求項 3】

前記のセグメント化は、活性型メッシュモデル技術であることを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記セグメント化は、開始値及び停止値が、前記等速度表面における前記速度であるフロント伝播技術であることを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記流動が伝播する、前記の開口部の表面 S O R を提供する前記関数は：

【数 1】

$$SOR = Vol \times V / V_{REG}$$

30

であることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 6】

前記三次元超音波画像は、僧帽弁逆流を評価する、血流カラー三次元画像化を用いて、心室、左心房及び僧帽弁から取得され、且つ、評価される前記表面は、前記僧帽弁の逆流の表面であることを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

医療用画像データを取得する手段を有し、

請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の手段を有し、

前記医療用デジタル画像データにアクセスし、

前記画像データを処理し、且つ

前記の処理された画像を表示する手段を有する、

超音波検査装置。

40

【請求項 8】

前記請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載のステップを実行する指示のセットを有するコンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

(本発明の分野)

50

本発明は、体器官内の流動の定量的な算出を実行するための、三次元超音波画像のシーケンスを処理する手段を有する観察システムに関する。特に、本発明は、医療用観察システム並びに三次元カラーフロー画像から、心臓弁を介した血流及び／又は血流の逆流の自動定量算出を実行するための画像処理方法に関する。

【0002】

本発明は、特に、超音波医療用装置及び／又は観察システムを用いた心臓学における医療用画像化領域にその適用を見出す。

【0003】

(本発明の背景)

僧帽弁逆流を検討する方法は、Hiroko Fujiiら著の、タイトル“Hemielliptic Proximal Isovelocity Surface Area Method Modified for Clinical Application, More Accurate Quantification of Mitral Regurgitation In Doppler Echocardiography”、Japanese Circulation Journal, 65巻、2001年9月発行、820～826頁の刊行物にて既に公知である。この刊行物によると、近位部等流速表面法(PISA法; Proximal Isovelocity Surface Area Method)は、僧帽弁逆流を定量的に算出するのに用いられている。PISAシェーブは、スリット様開口部にて、円形よりも楕円形にて選択される。なぜなら、in vitroでの検討では、ヘミスフェリック法(hemispheric method)よりもヘミエリプティック法(hemielliptic method)の方がより正確であるからである。それにもかかわらず、ヘミスフェリック法は、簡便性ゆえ、臨床上で用いられている一方、ヘミエリプティック法は、3つの直交する方向からのアプローチすることが難しい。参照刊行物は、医療適用に使用するための改変された手法を示している。閉鎖された回路で一定の流動システムは、PISAを刺激べく設計され、且つ、種々のタイプのスリット様開口部が選択されていた。3つの直交するPISA軸が計測され、流動率は、3つの直交するPISA軸を用いて、オリジナルのヘミエリプティック方程式を用いて算出された。流動率もまた、線形回帰方程式を用いて間接的に算出され、バードアイアプローチ(bird's eye approach)及び側方アプローチ(lateral approaches)(改変されたヘミエリプティック法)に由来するPISA軸が比較された。オリジナルのヘミエリプティック法を用いて同定された流動率は、実際の流動率と有意に比較した。同様に、改変されたヘミエリプティック法を用いて算出された流動率は、実際の流動率と有意に関連付けた。このように、これらの検討結果は、提案された改変されたヘミエリプティック法が、医療適用に用いることが可能であることが示された。

【0004】

(本発明の概略)

三次元カラーフロー画像シーケンスから、心臓弁を介した血流の定量的算出は、弁の状態を検討するために医療上非常に重要な意味を有している。重要な逆流の算出は、先天性奇型や弁の機能不全などの弁疾患の重篤度や索状構造の結合における欠損のインデックスである。この通常の逆流の存在は、疾患状態にない患者にもしばしば発見される。この通常の逆流は、例えば、高血圧状態の患者の場合など、このキャビティー内部の圧力を算出するのに用いられている。また、弁を介した流動の検討は、心臓弁の狭窄の場合の診断の助けになる。この心臓内部の血流もまた、バルブ移植のフォローアップにおいて検討され、残留する逆流の算出並びに人工器官の不挿入に起因する可能性のある人工器官に由来する漏出の検知及び定量を有している。

【0005】

近年、血流及び組織の動きを検討するためのドップラーシフトを用いる高品質の画像化モダリティが導入されている。二次元カラードップラー超音波技術は、成熟のレベルに到達している。グレーレベルでの検討と組み合わせると、これは、弁に関連する疾病を

検討するための最も広く用いられている技術である。この二次元画像処理技術に基づいた種々の方法は、逆流の重篤度の算出に関して公知である。これらの手法は、逆流の長さ又はその領域であってもよい断面的な噴射の測定に基づいている。しかしながら、これら測定は、最大限示すことが可能な逆流性噴射に基づいている場合であっても、噴射の程度を低く算出する傾向にある。また、これら測定は、連続反復された測定に対してかなり変化する可能性がある。なぜなら、これは、画像平面の選択に依存するためである。さらに、この逆流性噴射は、偏心し或いは非対称であってもよく、且つ、心臓壁に対して反射してもよく、これは、例えば、最も重篤な僧帽弁逆流の場合であり、且つ、実際の僧帽弁逆流を正確に検討することを可能とはしない。従って、一方で、公知の二次元測定は、上記の僧帽弁逆流を正確に定量することを可能とはしない。これは、カラーの三次元再構築流動に基づいた緊急の三次元カラー Doppler 技術が、弁に由来する疾病の重篤度を検討するためのさらなる参照方法として考慮される。しかしながら、一方で、僧帽弁に由来する血流の三次元カラーにおける等流速表面 (isovelocity surface) の非常に厳密なヘミエリプティクな形状にて限定された幾何学的な推定に基づいている、参考文献としての Hiroko Fuji らによる刊行物は、充分正確な結果をもたらすことができない。このことは、三次元カラー Doppler 画像における逆流の重篤度を自動的に定量するためのより正確なツールに関する必要性を示している。

10

【0006】

本発明は、超音波検討装置に関連した観察システム及び三次元超音波カラーフロー画像のシーケンスに由来する、体器官を介した流動の自動的な定量算出を実行するための画像処理方法を提供することを目的として有している。本発明によると、三次元超音波技術は、開口部を介した流動の三次元カラーフロー画像のシーケンスを取得するのに使用され、例えば、間欠的な時間の間、三次元 Doppler 技術を用いて行われる。その後、等速度表面のマッピングは、開口部を介して流出する、上記開口部の近傍における血流に関連した速度セグメントにより構築され、与えた表面における血流速度と上記の等速度表面により範囲を定められた実際の容量との両方を算出することを可能とする。反対方向への、上記開口部を介して血液の逆行性噴射のピーク速度もまた、パルス波 Doppler 技術を用いて測定される。これらの測定データは、開口部の表面を算出することを可能とする。特に、心臓弁を介した僧帽弁の逆流の重篤度を算出することに関し、逆流の表面 (SOR; Surface of Regurgitation) は、実際の PISA に対応した実際の容量に基づいた算出により取得されてもよい。

20

30

【0007】

かかる観察システムは、請求項 1 に請求されている。この観察システム、この観察システムに関連した検討装置及びこのシステムにて実行される画像処理方法に関する特定の実施例は、従属請求項に請求されている。

【0008】

(図面の簡単な説明)

以下の図面に対する参照文にて、本発明を以下に詳細に述べられる。

【0009】

(好適実施例に関する記述)

本発明は、体器官内の流動の定量的算出を実行するための観察システムに関する。特に、本発明は、三次元カラーフロー画像のシーケンスから、心臓弁を介した血流及び／又は逆行性噴射の自動的な定量算出を実行するための画像処理方法に関する。

40

【0010】

本方法は、再構築又はリアルタイム三次元心臓エコー検査法を用いて実行されてもよく、この画像は、トランスソラシック (trans-thoracic) 又はトランスエソファジアル (trans-esophageal) プロブを用いて形成される。本発明における方法は、超音波システムや超音波装置により、或いは、当業者公知のその他の医療用画像化システムにより形成されてもよい、体部のその他の器官に関する三次元画像のシーケンスに適用されてもよい。

50

【0011】

以下に述べる例において、左心房と左心室との間の心臓逆行性噴射に重篤度は、三次元ドップラーカラーフロー画像のシーケンスから検討される。

【0012】

図1を参照すると、この超音波検査装置は、観察システムに超音波データを生成する。ステップS1において、観察システムは、例えば二回の心拍の間の間欠的な時間の間、心室、心房及び左心房と左心室との間に存在する僧帽弁に関する三次元超音波画像のシーケンスを取得する。このシーケンス画像は、単位秒当たり15～30又は50の率にて取得されてもよく、このシーケンス画像のそれぞれは、心臓サイクルの瞬間に好ましく関連付けられる。異なる臓器に関する三次元画像のシーケンスを形成するその他の例は、超音波装置又は画像取得のその他のシステムのオペレーターにより見出されてもよい。

【0013】

ステップS2において、この観察システムは、通常心室及び僧帽弁を介して左心房に流入する血流に関する三次元ドップラーカラーフロー速度画像のシーケンスを取得する。図3を参照すると、心臓の疾患に由来して、一定の心臓パルスにおいて僧帽弁が完全に閉鎖することができない場合、逆行性噴射は、血流の通常の方角に対して反対の方角において、心室に向かって僧帽弁5により小型残存開口部3に由来して再伝播（retropropagate）する。本発明は、この逆行性噴射の重篤度に比較した定量値を提供することを目的としている。

【0014】

ステップS3において、観察システムは、ドップラーカラーフロー画像から三次元等速度表面を再構築するセグメント化手段を有している。心臓の通常機能において、これらの表面のそれぞれは、血流の通常の方角、つまり、左心室LAから左心房LVへの常套的な血流方向、における血流速度値を得る。僧帽弁5の小型残存開口部3の存在に起因して、僧帽弁5の上記の残存開口部の近傍の、左心房LVに内部に存在する等速度表面は、上記の残存開口部を介した常套的な血流方向の反対の左心房に残存する、且つ、逆行性噴射の形成に貢献する、血流速度に関連している。これらの等速度表面は、逆行性噴射の存在を可能とする僧帽弁の上記残存開口部に対する、且つ、上記の逆行性噴射の流動に対する上流への流動速度に関連する。これらの上記の上流への流動における等速度表面6が構築され、図3に示されている。

【0015】

セグメント化に関する可能性のある複数の異なる技術は、上記のカラーフロー等速度表面6の構築に用いられてもよい。このセグメント化技術は、実際の等速度表面に極度に近く存在する且つこの表面の近似化又はこの表面の推定された幾何学的形状ではない、表面モデルの取得を可能としており、これらは、本技術分野において提案されている。この等速度表面は、平滑ではないため、種々の推定された幾何学的形状により正確に算出されることができない。なぜなら、推定された表面は、近似にはあまりにもラフに構築しているためである。このセグメント化技術は、ステップS2により与えられたドップラー血液カラーフローデータに適用される。

【0016】

第1のセグメント化技術は、すでに、1994年6月20～24日、“Proceedings of the International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (SVPR '94)”にて刊行された“Simplex Meshes: a General Representation for 3D shape Reconstruction”なるタイトルにて、H. Delingetteにより開示されている。この刊行物において、三次元物体を回収するための物質的に基づいた手法が述べられている。この手法は、“シンプレックスメッシュ（Simplex Meshes）”の幾何学に基づいている。このメッシュの弾性挙動は、各頂点（メッシュのノード）から抽出された単一角（simplex angle）を介して平均曲率を制御する局所的な安定化によ

10

20

30

40

50

りモデル化される。これらの機能は、視野にて不変であり、固有であり、且つ寸法に感受的である。通常グリッド上に規定される変形可能な表面とは異なり、シンプレックスメッシュは、非常に適合可能な構造である。高度に曲線を有し、或いは不正確な部分におけるメッシュの解像度を増加するための洗練工程 (refinement process) もまた開示されている。複合的なモデルを回収するためのシンプレックスメッシュを結合するための制御は、より簡易な形状を有する部品を用いて行われてもよい。シンプレックスメッシュは、一定の頂点結合性を有している。三次元表面を表示するため、各頂点が3つの隣り合う頂点に接続されている二次元シンプレックスメッシュを使用する。シンプレックスメッシュの構造は、引用刊行物の図1に示されている三角形構造に対して双対 (dual) である。これは、回転可能表面の全てのタイプを表示してもよい。シンプレックスメッシュ上の境界は、シンプレックスメッシュ上の隣り合う頂点にて構成される、閉鎖された多角形チェーン (polygonal chain) として規定される。この境界は、それ自身交差しないように制限されている。この境界は変形可能モデルであって、埋め込まれているシンプレックスメッシュに非依存的に取り扱われる。4つの非依存的な変換 (transformation) は、可能性のあるメッシュの変換の全範囲を他性すべく規定される。これらは、フェースにおける端部を交差し或いは削除することで構成されている。また、シンプレックスメッシュの記述は、平面幾何学に用いられる角度を標準化するシンプレックス角度 (simplex angle) の定義及びその3つの近接する頂点に対して角度の配置方法を記述しているメートルパラメータの定義を有している。各頂点の力学は、ニュートンの運動法則にて与えられる。その変形は、スムージングされる形状を制限する応力及び外的な制限に対する物理的なベースを有するモデルの反応を決定する三次元データ内部応力に近接されるべきメッシュを規定する応力を意味している。したがって、上記の引用刊行物は、興味ある三次元物体を再表示するための簡易なモデルを提供する。これは、興味ある三次元物体上にそのモデルを再形成し且つ調節するために適用される応力を定義する。この“シンプレックスメッシュ技術”は、ロバストセグメント化技術 (robust segmentation technique) である。

【0017】

可能性のある第2のセグメント化技術は、1996年2月に刊行された、Proc. Nat. Acad. Sci., Applied Mathematicsの、93巻、1591~1595頁、J. A. Sethianによる、タイトル“A fast marching level set method for monotonically advancing fronts”なる刊行物で既に開示されている。この刊行物によると、潜在値の二次元グリッド (2-D grid of potential value) に形成されたフロントは、フロント位置の同定に関して“Fast Marching Technique”を用いて伝播される。このFast Marching Techniqueは、グリッド一の選択におけるオーダーを導入し、且つ、二次元画像における一つの通路においてフロント前方をスイープする。Fast Marching Techniqueは、Aliveにて示されるすでに訪れた位置をフリーズすることによりフロントを後方へマーチし、ナローバンドにて参照される位置のセットから至り、且つ、ファアウェイと示された新規の一つを上記のナローバンドと持ち込むことを有している。このナローバンドのグリッド位置は、Min-Heapと示されている、隣り合う構造における最小潜在値を有するものとして常に更新され、この隣り合う潜在値は、さらに再調節される。上記のFast Marching techniqueは、開始位置 (Start Point) と呼ばれる第1のエンドポイントをそれぞれのフロントの各位置に連結する最小限のコストの一つのパスを提供し、このフロントは、第2及び最終エンドポイント、いわゆるエンドポイント (End Point) に到達されるまで、伝播する。マーチング (marching) の制御により構築されたパスの位置は、可能性のある最小潜在値を有する位置であることを記することは興味あることである。この開始位置において開始し、且つ、一つの位置から次の位置へと進むことは、“最小限のコスト”にて行うべきである。かかるパスは、“最小限のアクション”のパスであって、つ

まり、位置の潜在値に対して算出される潜在値に関する“合計”又は“積分”に対するパスは、最小値であって、その一方で、開始位置とフロントにおける現在の位置との間の上記パスに存在する、複数の位置の関数として厳格に連続して成長する。従って、このフロント伝播技術（Front Propagation Technique）は、フロントの前方と後方との間で伝播する二つのエンドポイントを必要とする。本発明による図3を参照すると、フロントを伝播するための開始位置は、小型残存開口部3のほぼ中央に設定されている。

このフロントは、二つの最終値を有している。つまり：

僧帽弁5の残存する開口部に対して、逆流に関連した上流への流動に関する選択された等速度表面6に関する速度値V；及び

10

僧帽弁5自体の近傍における速度であるほぼゼロの速度値；である。

【0018】

このシステムは、ステップS4にて提供する手段を有しており、考慮された等速度表面6にて範囲を規定された、Volにて示された実質容量と共に、与えられた等速度表面モデルの表面における正確な速度値Vである。この値V及びVolは、上記の上流への流動におけるドップラーカラーフロー等速度表面に関するドップラーカラーの単純化されたモデルの画像から算出され、これらは、上述したステップS4を実行すべく記述された心臓の僧帽弁の近傍における心臓の三次元超音波ドップラーカラー血流に関するセグメント化から得られる。

20

【0019】

このシステムは、ステップS6を実行する手段を有しており、上記の上流への流動における等速度表面6の速度Vと同じ方向における、VREGにて示される逆行性噴射のピーク速度は、パルス波ドップラーの公知の技術を用いて測定される。

【0020】

ここで、このシステムは、ステップS7を実行する算出手段を有しており、これは、逆行性噴射が消失する僧帽弁5を介した上記の小型残存開口部3における逆行性噴射“SOR”の表面にて示される表面を算出する。この表面は、以下の式：

【0021】

【数2】

30

$$SOR = Vol \times V / V_{REG}$$

にて算出される。この式は、最小近似の“SOR”表面値を得る。なぜなら、表面セグメント化による容量の評価は、実際の容量に出来る限り近接しているためである。

【0022】

上述した方法は、流動体の流動が消失し且つ伝播する開口部の表面に関する種々の算出に適用されてもよい。この流動方向は、常套的な方向であってもよいし、上記の流動体の流動にて通常見出される通常方向とは反対であってもよい。

40

【0023】

上述の方法は、二次元画像に対する困難性を有することなく適用されてもよく、例えば、三次元物体の三次元画像に関する断面であってもよい。シンプレックスメッシュセグメント化方法の場合、シーケンスの二次元セグメント化物体は、多角形である。三次元画像シーケンスに関して、3つの直交する断面画像シーケンスを提供してもよい。他のセグメント化方法を使用する場合、二次元画像は、セグメント化された三次元物体の壁部のトレースを示す。

【0024】

三次元又は二次元手法は、超音波画像と同様に、X線画像又はその他の異なる種々の画像シーケンスに適用されてもよい。

50

10

10

10

10

10

10

10

10

【图 2】

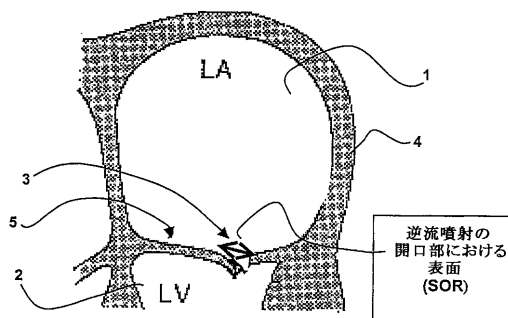


Figure 1 is a schematic diagram of the flow velocity field in the ventricular region of a heart. The diagram shows the left atrium (LA) and left ventricle (LV) with a ventricular assist device (VAD) implanted. The VAD has an inlet (開口部) and an outlet (逆行性噴射). The flow velocity field is indicated by arrows and labels V_1 , V_2 , and V_3 . The flow velocity surface (流動の等速度面領域) is shown as a dashed line. The diagram is labeled with numbers 1 through 6.

【図 4】

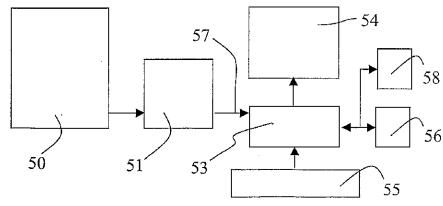


FIG.4

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ, GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE, ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,M Z,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ヤコブ, マリー

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ジェラルド, オリヴィエ

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 コレービヨン, アントワーン

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD04 DD15 DE04 EE30 FE01

5J083 AA02 AB17 AC29 AD12 AE08 BE12 DC05 EA16 EA18 EA46

EA50 EB04

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005514997A5	公开(公告)日	2006-02-09
申请号	JP2003560595	申请日	2002-12-11
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ヤコブマリー ジェラルールオリヴィエ コレビヨンアントワヌ		
发明人	ヤコブ,マリー ジェラルール,オリヴィエ コレ-ビヨン,アントワヌ		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.B A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD04 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE30 4C601/FE01 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD12 5J083/AE08 5J083/BE12 5J083/DC05 5J083/EA16 5J083/EA18 5J083/EA46 5J083/EA50 5J083/EB04		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2001403392 2001-12-28 EP		
其他公开文献	JP2005514997A		

摘要(译)

一种用于处理一系列三维 (3-D) 超声图像的医疗超声观测系统，用于对通过身体器官的流量进行定量计算，该系统包括以下步骤：如图所示。获得所述流的三维彩色流动图像的序列;通过分割流速值来评估构建恒速表面 (6) 的三维图像中的流速值;计算从分段表面计算出的流量值 (V) 和体积 (Vol) ，以计算流动传播的器官的孔口的表面;并使用它。观测系统还包括测量通过所述开口的所述流的峰值流速 (VREG) ;根据在相对于开口向上游传播的流的恒定速度表面处的流速值来计算流动传播通过的开口的表面所述体积的特征在于，它是根据所述流过所述分段恒速表面和所述开口的所述流动的峰值速度来计算的。这个表面是：SOR = Vol。它由V / VREG给出。该系统可用于评估二尖瓣逆行注射的表面。