



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02826440.1

[43] 公开日 2005 年 4 月 27 日

[11] 公开号 CN 1610841A

[22] 申请日 2002. 12. 11 [21] 申请号 02826440. 1

[30] 优先权

[32] 2001. 12. 28 [33] EP [31] 01403392. 2

[86] 国际申请 PCT/IB2002/005356 2002. 12. 11

[87] 国际公布 WO2003/060553 英 2003. 7. 24

[85] 进入国家阶段日期 2004. 6. 28

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 M·雅各布 O·热拉尔

A·科勒-比伦

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 龚海军 张志醒

权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 2 页

[54] 发明名称 具有处理超声图像序列以执行身体器官中流体定量估计的装置的观测系统

[57] 摘要

一种处理三维(3-D)超声图像的序列以执行通过身体器官的流体的定量估计的医疗超声观测系统,包括执行如下步骤的装置:采集所述流体的3D彩色流图像的序列;评估在3D图像中的流速值,通过流速值的分段构造等速表面(6);计算通过等速表面所界定的体积(Vol);以及使用从分段的表面计算的流速值(V)和体积(Vol)计算流体传播经过的器官的瓣口(3)的表面。该观测系统进一步包括执行如下步骤的装置:测量所说的流体流过所说的瓣口的峰速度值(V_{REC});作为下述值的函数计算流体传播通过的瓣口的表面(SOR):相对于所说的瓣口在所说的流体传播的上游的等速表面上的流速值(V)、从所说的分段的等速表面中计算的体积(Vol)和流体通过所说的瓣口的峰值速度。该表面通过公

式 $\text{SOR} = \text{Vol.} \times V/V_{\text{REC}}$ 给出。该系统可以应用到二尖瓣喷流的回流表面的评估中。

1. 一种处理三维(3-D)超声图像的序列以执行身体器官中流体的定量估计的医疗超声观测系统,包括执行如下步骤的装置:
采集身体器官中流体的3D彩色流图像的序列;
5 评估在3D图像中的流速值(V),
通过流速值的分段构造等速表面(6);
计算通过等速表面(6)所界定的体积(Vol);以及
使用从分段的表面计算的流速值和体积计算流体传播经过的器官的瓣口的表面(SOR)。
- 10 2. 权利要求1的医疗超声观测系统,其中该系统具有执行测量在所说的流体的方向上通过瓣口(3)的流体的峰值速度和计算作为下述值的函数的流体传播经过的所说的瓣口的表面(SOR)的步骤的装置:
相对于所说的瓣口(3)在所说的流体传播的上游的等速表面(6)上的流速值(V),
15 从所说的分段的等速表面中计算的体积(Vol),和
在流体传播的方向上流体通过瓣口(3)的峰值速度。
3. 权利要求2的系统,其中分段技术是有效的网格模型技术。
4. 权利要求2的系统,其中分段技术是前端传播技术,它的开始值和终止值是在等速表面上的速度。
- 20 5. 权利要求2至4中的一个权利要求的系统,其中提供流体传播通过其中的所说瓣口的表面S.O.R的公式具有如下的形式:
$$SOR=Vol \times V/V_{REG}$$
6. 权利要求5的系统,其中使用用于评估二尖瓣回流的血流彩色3D成像,从心房、左心室和二尖瓣膜中采集3D超声图像,以及所评估的表面
25 是二尖瓣膜的回流表面(SOR)。
7. 一种超声检查设备,该设备具有采集医疗图像数据的装置、具有如在权利要求1至6中一个权利要求所述的存取所说的医疗数字图像数据并处理该图像数据的系统和具有显示经处理的图像的装置。
8. 一种计算机程序产品,包括实施如权利要求1至6中一个权利要求所述的步骤的指令集。
30

具有处理超声图像序列以执行身体器官中流体定量估计的装置的观测系统

发明领域

- 5 本发明涉及一种具有用于处理三维(3-D)超声图像序列以执行身体器官中流体定量估计的装置的观测系统。本发明尤其涉及一种医疗观测系统和一种执行从3-D彩色流图像序列中流经心脏瓣膜(heart valves)的血流和/或回流(regurgitant)喷流(jet)的自动定量估计的图像处理方法。
- 10 本发明特别发现在使用超声医疗设备和/或观测系统在心脏病学的医疗成像领域中的应用。

背景技术

- 评价二尖瓣(mitral)回流的方法已经在HIROKKO FUJI等人的题为“Hemielliptic Proximal Isovelocity Surface Area Method
- 15 Modified for Clinical Application, More Accurate Quantification of Mitral Regurgitation In Doppler Echocardiography”(in Japanese Circulation Journal, Vol. 65, September 2001, pages 820-826)的出版物中公开。根据这个出版物, Proximal Isovelocity Surface Area (PISA)法用于二尖瓣喷射回流的定量估计。在狭缝状瓣口(orifice)上选择PISA形状为半椭圆形而不是半球形, 因为对于体外研究, 半椭圆形法比半球形法更加精确。然而, 由于半球形法的简便性而在临床上使用, 而半椭圆形法则难以从3个正交方向逼近。引用的出版物代表一种在临床应用中使用的改进的方法。一种闭合回路, 恒流系统被设计用来模拟PISA, 并选择各种类型的狭缝状瓣口。测量三个正交的PISA半径并使用利用三个正交的PISA半径的原始半椭圆公式计算流率。也使用线性回归公式间接计算流率, 并比较鸟瞰(bird's eye)法和横向(lateral)法(改进的半椭圆法)得到的PISA半径。使用原始半椭圆法确定的流率与实际流率显著相关。类似地, 使用改进的半椭圆法计算的流率与实际的流率显著相关。因此, 该研究结果显示所提出的
- 25 改进的半椭圆法可用于临床应用。
- 30

发明概述

从3D彩色流图像序列中对流经心脏瓣膜的血流进行定量估计对于

瓣膜状态的评价具有重要的临床意义。回流喷流重要性的估计是瓣膜疾病的严重性指标，比如先天畸形或瓣膜功能不全或索结构(chordal structure)的连接缺乏。正常的回流也经常存在于非病理性患者中。这种普遍的回流通常用于估计在腔内压力，例如在患有高血压的患者的情况下。此外，流经瓣膜的血流的研究有助心脏瓣膜狭窄(stenosis)的诊断。在包括残余回流估计、可能导致假体断裂的旁假体泄漏的检测和量化的瓣膜移植的跟踪中也研究心内的血流。

近年来已经出现了使用多谱勒频移的高质量成像模态来研究血流和组织运动。如今 2-D 彩色多谱勒超声技术已经达到了成熟的水平。结合灰度检查，这是用于评价瓣膜疾病的最广泛使用的技术。已知几种基于这种 2-D 图像处理技术的方法用于估计回流的严重性。这些方法都是基于横截面喷流的测量（可以是喷流的长度或它的面积）。然而，即使这些测量基于最大的明显的回流喷流，这些测量仍然易于低估喷流的程度。扫描多个平面仅减小了这种低估。这些测量也可能在连续重复测量值上相当大地变化，因为它们取决于图像平面的选择。此外，回流喷流可以是偏心的或非对称的，并且相对于心脏壁反射，例如这是许多严重的二尖瓣回流的情况，这种情况不能正确地评估实际的二尖瓣回流。因此，在另一方面，公知的 2-D 测量不能正确地量化所说的二尖瓣回流。这就是为什么所出现的基于彩色流的 3-D 重构的 3-D 彩色多谱勒技术被看作评估瓣膜疾病严重性的将来的参考方法的原因。然而，在另一方面，所引用的 HIROKO FUJI 等人的出版物基于限于流出二尖瓣膜的 3D 彩色血流的等速表面的非常严格的半椭圆形状的几何假设，它不能达到足够精确的结果。这就说明需要一种更加精确的工具来自动量化在 3-D 彩色多谱勒图像中回流的严重性。

本发明的目的是提供一种与超声检查设备相关的观测系统和一种执行从三维(3-D)超声彩色流图像序列中流经身体器官流体的自动定量估计的图像处理方法。根据本发明，使用 3-D 超声技术，例如通过使用 3-D 彩色多谱勒技术在一时间间隔内采集流经瓣口的流体的 3-D 彩色流体图像序列。然后，等速表面图通过涉及在所说的瓣口的附近并流出该瓣口的血流相关的速度分布构造，这可以估计在给定的表面上的血流速度和在通过所说的等速表面限定的实际体积。使用脉冲波多谱勒技术也可以测量在相反的方向上流经瓣口的血回流喷流的峰速度值。这些测量的数

据可以计算瓣口的表面。具体地，为估计流经心脏瓣膜的二尖瓣回流的严重性，通过计算基于对应于实际 PISA 的实际体积的可以获得回流的表面（SOR）。

这种观测系统在权利要求 1 中要求保护。观测系统的特定实施例、与观测系统相关的检查设备以及在该系统中实施的图像处理方法都在从属权利要求中要求保护。

附图说明

下文参考附图详细地描述本发明，在附图中：

附图 1 所示为通过观测系统所执行的功能的流程图；

附图 2 所示为左心房 (atrium) 和具有瓣膜的左心室 (ventricle) 的示意图；

附图 3 所示为回流的表面 “S. O. R” 的确定；

附图 4 所示为具有观测系统的超声检查设备的附图。

优选实施例的描述

本发明涉及一种执行在身体器官中流体定量估计的观测系统。本发明尤其涉及一种执行从 3-D 彩色流图像序列中流经心脏瓣膜的血流和/或回流的喷流的自动定量估计的图像处理方法。

本方法可以使用重构的或实时的 3D 超声波心动描记法实施，该图像通过使用经胸的或经食道的探头形成。本发明的方法也可以用于通过超声系统或超声设备或通过在本领域普通技术人员公知的其它医疗成像系统可形成的身体其它器官的 3-D 图像序列中。

在下文描述的实例中，在左心房和左心室之间的心脏回流喷流的严重性由 3-D 多谱勒彩色血流图像序列进行评估。

参考附图 1，超声检查设备为观测系统产生超声数据。在步骤 S1 中，观测系统在一时间间隔（例如两个心脉之间）采集左心房、左心室和位于左心房和左心室之间的二尖瓣膜的 3D 超声图像序列。这些序列图像可以以 15 至 30 或 50 图像每秒的速率采集，该序列的每个图像优选与心动周期的时刻相关。形成不同的器官的 3-D 图像的序列的其它实例可以通过超声设备或其它的图像采集系统的操作员做出。

在步骤 S2 中，观测系统采集通常从心房流出并通过二尖瓣膜进入心左室的血流的 3D 多谱勒彩色血流速度图像的序列。参考附图 3，在心脏疾病不允许二尖瓣膜在给定的心动周期时刻完全关闭时，回流喷流在与

血流正常方向相反的方向上从通过二尖瓣膜 5 所形成的小的剩下的瓣口 3 朝心房回流。本发明的目的是提供一种与回流喷流严重性相关的定量测量。

在步骤 S3 中, 观测系统具有从多谱勒彩色流体图像构造 3D 等速表面的分段装置。在心脏正常机能的情况下, 每个这些表面在血流的正常方向上 (即在从左心房 LA 至左心室 LV 的常规血流方向上) 形成血流速度值。注意, 由于二尖瓣膜 5 的剩余瓣口 3 的存在, 在左心室 LV 的里面并在二尖瓣膜 5 的所说剩余瓣口的附近的等速表面与通过所说的剩余瓣口与常规的血流方向相反离开左心室并有助于形成回流喷流的血流速度有关。这些等速表面与允许回流喷流的存在二尖瓣膜的所说的剩余瓣口和所说的回流喷流的流动有关的上游流体速度有关。在附图 3 中构造出了所说的上游流体的这些等速表面 6。

几种不同的可能的分段技术可用于构造所说的彩色流等速表面 6。分段技术允许获得非常接近实际等速表面但不接近于该表面或如已有技术中所提出的该表面的假设几何形状的表面模型。由于等速表面不光滑, 因此它们不能通过任何假设的几何形状正确地估计, 因为所假设的表面构造了太粗糙的近似。分段技术应用到通过步骤 S2 所提供的多谱勒血液彩色流数据中。

第一种分段技术已经由 H. Delingette 在题为 “Simplex Meshes: a General Representation for 3d Shape Reconstruction” (Proceedings of the International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'94), 20-24 June 1994, Seattle, USA) 的出版物中公开。在这个文献中, 提出了在基于物理的重新恢复三维目标的方法。这个方法基于 “单一网格 (Simplex Meshes)” 的几何学。网格的弹性特性通过控制在每个顶点 (网格节点) 上抽取的单一角度的平均曲率的局部稳定功能进行模仿。这些功能是观察点不变的、固有的并且标度敏感的。与在规则的栅格上定义的可变形的表面不同, 单一网格是非常适合的结构。在高度弯曲或非精确部位增加网格分辨率的改进方法也已公开。连接单一网格以便恢复复杂的模型的操作可以使用具有更加简单形状的部件执行。单一网格具有恒定的顶点连接性。为表示 3-D 表面, 使用每个顶点连接到三个相邻顶点的 2-D 单一网格。一个单一网格的结构是如所引用出版物的附图 1 所示的三角

测量结构的两倍。它代表所有类型的可旋转表面。关于单一网格的轮廓定义为在单一网格上的相邻的顶点构成的封闭的多边形链。该轮廓被限制到与它本身不交叉。轮廓是可变形的模型并在它们所嵌入的单一网格中独立地处理。定义四个独立的变换以实现整体范围的可能的网格变换。它们由在一个面中插入或删除边构成。单一网格的描述也可以包括对在平面几何学中使用的角度归一化的单一角度的定义；以及描述该顶点如何相对于它的三个邻点定位的度量参数的定义。每个顶点的动力学由牛顿运动定律给出。变形意味着约束形状变得光滑的力和约束网格接近 3-D 数据内部力的力确定了基于物理的模型对外部约束的响应。内部的力被表达为它们是内在观察点变量并且取决于比例。类似类型的约束保持轮廓。因此，所引用的出版物提供了代表感兴趣的 3-D 目标的简单模型。它定义为将该模型整形和调整到感兴趣的 3-D 目标上要施加的力。“单一网格技术 (Simplex Mesh technique)” 是刚性分段技术。

第二种可能的分段技术已经公开在题为 “A fast marching level set method for monotonically advancing fronts” (J. A. SETHIAN in Proc. Nat. Acad. Sci. USA, Vol. 93, pp. 1591-1595, February 1996, Applid Mathematics) 的出版物中。根据所说的参考文献，形成在可能值的 2-D 网格中的前端 (fornt) 使用具有前端点确定的 “快速行进技术 (Fast Marching Technique)” 传播。前端是所谓的短时距方程 (Eikonal Equation) 的解。快速行进技术引入网格点的选择顺序并扫描在 2-D 图像上的一个通道中的前端。快速行进技术包括通过冻结指示为 Alive 的已经访问过的点朝外行进前端，从称为窄带的点集中产生，将指示为 Far Away 的新点引入所说的窄带中。窄带网格点总是被更新为在指示为 Min-Heap 的相邻结构中具有最小可能值的那些点，并且进一步再调节相邻的可能值。所说的快速行进技术提供了一种将称为起始点 (Start Point) 的第一端点分别连接到前端每个点的最小成本的一个路径，所说的前端传播直到达到第二和称为末端点 (End Point) 的最后端点。注意，在前向行进操作中构造的路径的点是具有最小可能值的点。在起始点 (Start Point) 开始并从一个点到下一个点行进必须是 “最小成本”。因此，这种路径是 “最小动作” 的路径，即在其上在点势能上计算的势能之 “和” 或 “积分” 是最小，尽管随在起始点 (Start Point) 和在前端上当前点之间的所说的路径上存在的点数的函数严格

地、连续地增长。这个前端传播技术 (Front Propagation Technique) 因此需要两个末端点 (End Point)，在它们之间它向前和向后传播前端。参考附图 3，根据本发明，传播前端的起始点 (Start Point) 设置在瓣口 3 的基本中间。前端具有两个 End 值，它们是：

- 5 相对于在二尖瓣膜 5 中的剩余瓣口与回流流体相关的上游流体的所选择的等速表面 6 的速度 V 的值；和

速度基本接近 ZERO 的值，它是在二尖瓣膜 5 本身附近的的速度。

- 10 该系统具有在步骤 S4 中提供在给定的等速表面模型的表面上的速度 V 的精确的值以及由所考虑的等速表面 6 界定的以 Vol 表示的实际体积的装置。这个值 V 和 Vol 从所说上游流体的多谱勒彩色流等速表面的多谱勒彩色简化模型的图像中计算，该图像从如实施所说的先前的步骤 S4 所描述的心脏的二尖瓣膜的附近的心脏 3-D 超声多谱勒彩色血流的分段中获得。

- 15 该系统具有执行步骤 S6 的装置，其中由 V_{REG} 所表示的回流喷流的峰值速度与所说的上游流的等速表面 6 的速度 V 的方向相同，并且使用公知的脉冲波多谱勒技术测量。

现在系统具有执行步骤 S7 的计算装置，步骤 S7 计算发射回流喷流的二尖瓣膜 5 的所说的剩余瓣口 3 的由回流喷流 “S.O.R” 的表面所表示的表面。这个表面通过下式计算：

20
$$SOR = Vol \times V / V_{REG}$$

这个公式产生了具有最小近似的表面值 “S.O.R”，因为通过表面分段进行的体积估计尽可能的接近实际体积。

- 25 上述的方法可以用于发射并传播液体流的瓣口表面的任何估计。流体的方向可以是常规的方向或与通常发现的所说的液体流的普通方向相反。

- 30 上述的方法可以没有困难地应用到 2-D 图像，例如这些 2-D 图像是 3-D 目标的 3-D 图像的截面。在单一网格分段方法的情况下，序列的 2-D 分段目标是多边形。例如，对于图像的 3-D 序列，可以提供三个正交的截面图像序列。在使用其它的分段法时，2-D 图像代表分段 3-D 目标的壁的轨迹。

3D 或 2D 法可以应用到超声图像以及 X-射线图像或任何其它类型的图像序列。

参考附图 4，医疗检查设备 150 包括采集数字图像序列的装置和根据上述的处理步骤处理这些数据的系统 120。医疗检查设备包括给观测系统 120 提供图像数据的装置，该装置具有至少一个输出 106 以给显示和/或存储装置 130、140 提供图像数据。显示和存储装置分别可以是工
5 作站 110 的显示屏 140 和存储器 130。可替换地，所说的存储装置可以是外部存储装置。这个图像观测系统 120 可以包括工作站 110 的适合编程的计算机或具有电路装置比如 LUT、存储器、滤波器、设置成执行根据本发明的方法步骤的功能的逻辑操作器的专用处理器。工作站 110 也可以包括键盘 131 和鼠标 132。这个医疗检查设备 150 可以是标准的超
10 声设备。观测系统 120 可以使用具有由所说的处理系统的计算装置执行的程序指令的计算机程序产品。

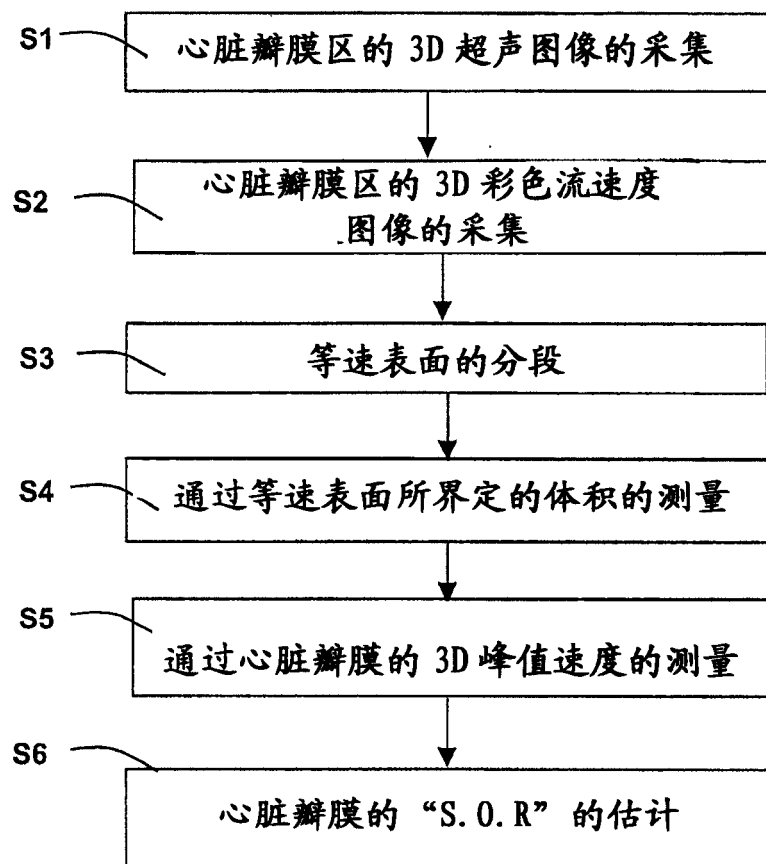


图 1

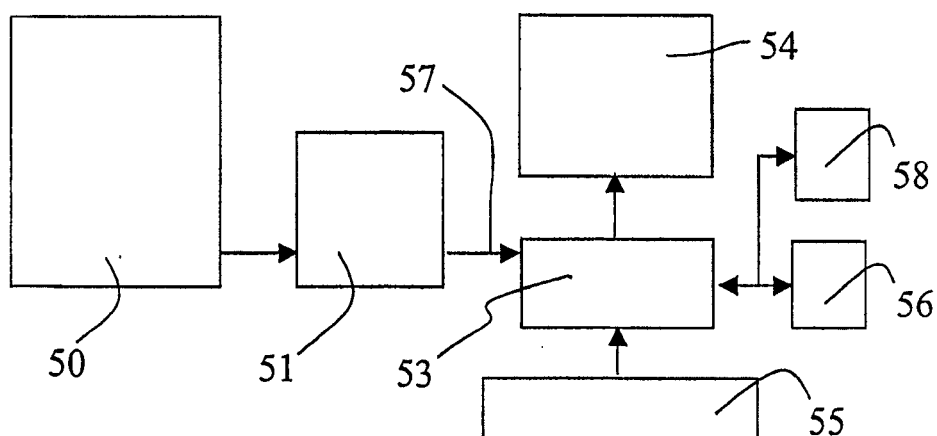


图 4

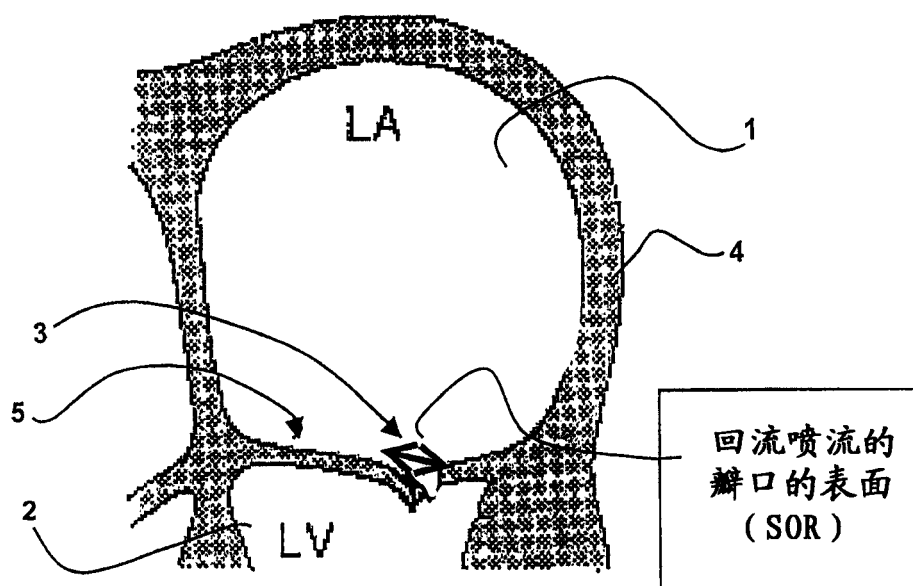


图 2

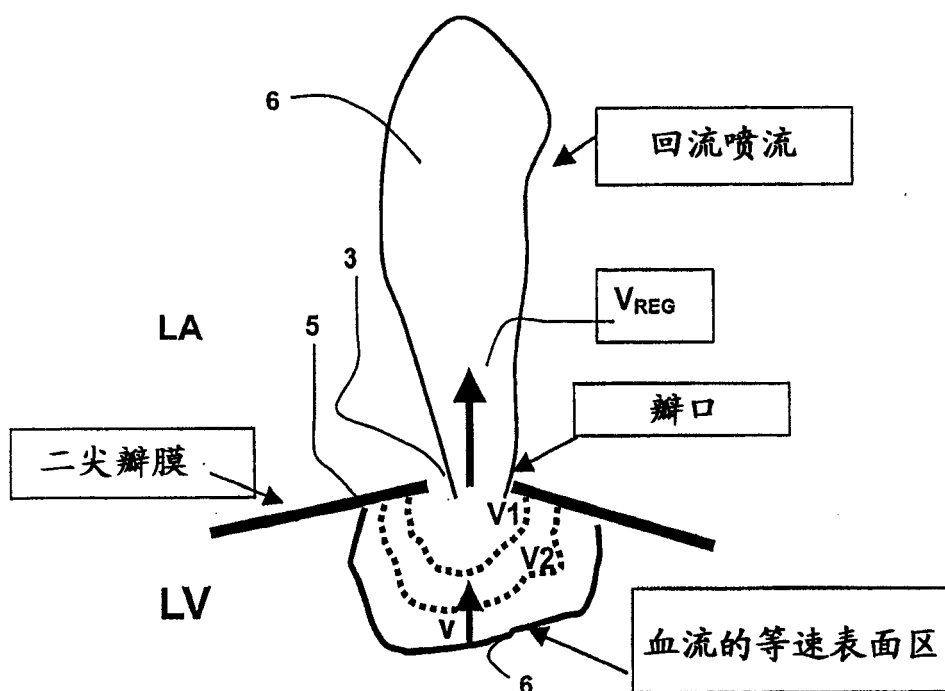


图 3

专利名称(译)	具有处理超声图像序列以执行身体器官中流体定量估计的装置的观测系统		
公开(公告)号	CN1610841A	公开(公告)日	2005-04-27
申请号	CN02826440.1	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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	M雅各布 O热拉尔 A科勒 比伦		
发明人	M·雅各布 O·热拉尔 A·科勒 - 比伦		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/12 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/06 G01S15/8993 G01S15/8979		
代理人(译)	龚海军		
优先权	2001403392 2001-12-28 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种处理三维(3 - D)超声图像的序列以执行通过身体器官的流体的定量估计的医疗超声观测系统，包括执行如下步骤的装置：采集所述流体的3D彩色流图像的序列；评估在3D图像中的流速值，通过流速值的分段构造等速表面(6)；计算通过等速表面所界定的体积(Vol)；以及使用从分段的表面计算的流速值(V)和体积(Vol)计算流体传播经过的器官的瓣口(3)的表面。该观测系统进一步包括执行如下步骤的装置：测量所说的流体流过所说的瓣口的峰速度值(VREC)；作为下述值的函数计算流体传播通过的瓣口的表面(SOR)：相对于所说的瓣口在所说的流体传播的上游的等速表面上的流速值(V)、从所说的分段的等速表面中计算的体积(Vol)和流体通过所说的瓣口的峰值速度。该表面通过公式 $SOR = Vol \times V / VREC$ 给出。该系统可以应用到二尖瓣喷流的回流表面的评估中。

