



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104168835 B

(45)授权公告日 2016.08.24

(21)申请号 201280071474.4

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2012.10.17

代理人 高迪

(30)优先权数据

2012-060973 2012.03.16 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

G01P 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.09.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/076810 2012.10.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/136573 JA 2013.09.19

(73)专利权人 国立大学法人东京大学

地址 日本东京

专利权人 株式会社日立制作所

(56)对比文件

JP 特开2012-5690 A,2012.01.12,  
JP 特开2005-102718 A,2005.04.21,  
CN 1960677 A,2007.05.09,  
JP 特开2005-21347 A,2005.01.27,  
US 2004/0243006 A1,2004.12.02,  
JP 特开2008-142559 A,2008.06.26,

审查员 王兆雨

(72)发明人 小野稔 板谷庆一 冈田孝

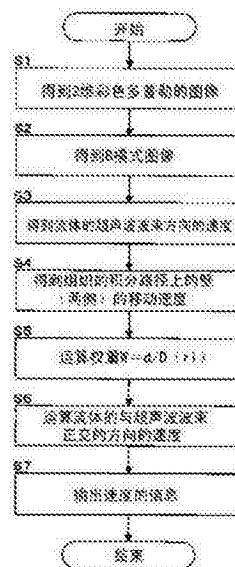
权利要求书1页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

流体流速检测装置

(57)摘要

提供能够得到从医学的观点看妥当的评价的流体流速检测装置。求得在生物体内部的管腔状组织内流动的流体的速度。运算 $V_{\theta}(r, \theta) = w \cdot V_{\theta} + (1-w) \cdot V_{\theta}^+$ , 运算流体的与超声波波束方向正交的分量的流速的计算值 $V_{\theta}(r, \theta)$ 。在此, 权重 $w$ 设为至少从组织的一侧的壁至预先决定的距离为止与离该一侧的壁的距离 $d$ 成比例、且从组织的另一侧的壁至预先决定的距离为止与离该另一侧的壁的距离 $d'$ 成比例的值。



1. 一种流体流速检测装置,包括:

超声波探头,反复进行以下动作:针对在生物体内部的管腔状组织内流动的流体,在多个角度方向位置上收发超声波波束,按每个超声波波束输出回波数据列;

第一运算机构,根据所述回波数据列,运算所述流体的所述超声波波束方向分量的流速;

检测机构,根据所述反复得到的回波数据列,得到所述管腔状组织的多个时刻的B模式图像,基于该多个时刻的B模式图像,检测所述管腔状组织的所述多个角度方向上的一侧的壁和另一侧的壁的运动速度;以及

第二运算机构,将同所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速和所述超声波波束方向分量的流速的信息相关联的连续的方程式,从管腔状组织的一侧积分到希望求得流速的关注位置 $(r, \theta)$ 为止,其中 $r$ 为矢径位置, $\theta$ 为角度位置,使用由所述检测机构检测出的该一侧的壁的运动速度作为该积分的边界条件,得到所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速的计算值 $V_{\theta}^{-}$ 作为第一积分结果,

并且,该第二运算机构将同所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速和所述超声波波束方向分量的流速的信息相关联的连续的方程式,从管腔状组织的另一侧积分到希望求得流速的关注位置为止,使用由所述检测机构检测出的该另一侧的壁的运动速度作为该积分的边界条件,得到所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速的计算值 $V_{\theta}^{+}$ 作为第二积分结果,

该第二运算机构使用该第一积分结果 $V_{\theta}^{-}$ 、第二积分结果 $V_{\theta}^{+}$ 和权重 $w$ 来运算

$$V_{\theta}(r, \theta) = w \cdot V_{\theta}^{-} + (1 - w) \cdot V_{\theta}^{+}$$

运算所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速的计算值 $V_{\theta}(r, \theta)$ ;

所述权重 $w$ 是至少从所述一侧的壁开始到预先决定的距离为止与相对于该一侧的壁的距离 $d$ 成比例、且从所述另一侧的壁开始到预先决定的距离为止与相对于该另一侧的壁的距离 $d'$ 成比例的值。

2. 如权利要求1所述的流体流速检测装置,

所述权重 $w$ 被设为与相对于一侧的壁的距离 $d$ 成比例的值,由此所述权重 $w$ 成为至少从所述一侧的壁开始到预先决定的距离为止与相对于该一侧的壁的距离 $d$ 成比例、且从所述另一侧的壁开始到预先决定的距离为止与相对于该另一侧的壁的距离 $d'$ 成比例的值。

## 流体流速检测装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及检测在血管或心脏等生物体内部的管腔状组织内流动的流体的流速的流体流速检测装置。

### 背景技术

[0002] 以往,作为根据超声波回波信号检测血流的多普勒信号,并根据该信号检测在血管或心脏等的内部流动的血液的血流速度的方法,已知例如专利文献1中公开的方法,其中超声波回波信号是将超声波波束向生物体收发而得到的。在该专利文献1中公开的方法中,将血流分为基本流分量和涡流分量而进行运算。

[0003] 此外,另一方面,在非专利文献1中公开的方法中,公开了检测心脏的左心室(LV)内的血流速度的例子。该方法具体而言如下所示。即如图5所示,通过公知的超声波诊断法得到2维彩色多普勒图像100以及连续的B模式的图像200,根据2维彩色多普勒的图像100得到超声波波束方向的速度(Radial Velocities,径向速度) $V_r$ 的信息101。另一方面,根据B模式的图像200,通过斑点追踪(speckle tracking)等被广泛公知的方法来检测左心室的壁的运动速度。

[0004] 接着,使用连续的方程式

[0005] [数1]

$$[0006] \quad \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) = -r \partial_r V_r(r, \theta) - V_r(r, \theta) \quad (1)$$

[0007] 得到与超声波波束方向正交的角度方向的速度 $V_{\theta}$ 的信息102。

[0008] 在此,

[0009] [数2]

$$[0010] \quad \partial_x f(x, y)$$

[0011] 是将

[0012] [数3]

$$[0013] \quad \frac{\partial f(x, y)}{\partial x}$$

[0014] 简略示出的数式(以下相同)。

[0015] 具体而言,如图6所示,在以超声波波束源T为中心的2维极坐标系 $(r, \theta)$ 中,将某矢径位置 $r$ 上的左心室的一侧的壁(例如后壁:posterior wall)的运动速度设为 $V_{\theta}^{-}(r)$ ,将另一侧的壁(例如前壁:anterior wall)的运动速度设为 $V_{\theta}^{+}(r)$ 。

[0016] 此时,在某矢径位置 $r$ 、角度位置 $\theta$ 的点(以下,称为关注位置)上的、与超声波波束方向正交的角度方向的速度 $V_{\theta}$ 通过对(1)式进行积分而得到。在该积分中,有从后壁侧起积分的第一积分结果、和从前壁侧起积分的第二积分结果。也就是说,从后壁的位置 $\theta^{-}$ 起矢径 $r$ 沿着一定的线(角度方向)直至关注位置 $\theta$ 为止进行积分,使用后壁的运动速度 $V_{\theta}^{-}(r)$ 作为

积分常数的第一积分成为

[0017] [数4]

$$[0018] \quad V_{\theta}^{-}(r, \theta) = V_{\theta^{-}}(r) + \int_{\theta^{-}}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (2)$$

[0019] 此外,从前壁的位置 $\theta^{+}$ 起矢径 $r$ 沿着一定的线(角度方向)直至关注位置 $\theta$ 为止进行积分,使用前壁的运动速度 $V_{\theta^{+}}(r)$ 作为积分常数的第二积分成为

[0020] [数5]

$$[0021] \quad V_{\theta}^{+}(r, \theta) = V_{\theta^{+}}(r) - \int_{\theta}^{\theta^{+}} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (3)$$

[0022] 这最后相当于:对一阶的偏微分方程式能够在后壁侧和前壁侧设定两个边界条件,其结果得到多余的解。因此,通过对这些解进行加权平均,从而降低解的误差。即,将上述第一积分结果和第二积分结果以权重 $w$ 进行加权平均,将关注位置 $(r, \theta)$ 上的、与超声波束方向正交的角度方向的速度 $V_{\theta}$ 设为

[0023] [数6]

$$[0024] \quad \begin{aligned} V_{\theta}(r, \theta) &= wV_{\theta}^{-}(r, \theta) + (1-w)V_{\theta}^{+}(r, \theta) \\ &= [wV_{\theta^{-}}(r) + (1-w)V_{\theta^{+}}(r)] + \\ &\quad \left[ w \int_{\theta^{-}}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta + (1-w) \int_{\theta}^{\theta^{+}} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \right] \end{aligned} \quad (4)$$

[0025] 此处 $w$ 为权重,作为技术常识,以(2)、(3)式的各自的解 $V_{\theta}$ 变得相等的方式进行选择。具体而言,作为表示沿着积分路径的位置的 $r$ 以及 $\theta$ 的函数,由

[0026] [数7]

$$[0027] \quad \begin{aligned} w(r, \theta) &= 1 - \frac{\int_{\theta^{-}}^{\theta} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{-})] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{-})] d\theta} \\ &= \frac{\int_{\theta}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{+})] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{+})] d\theta} \end{aligned} \quad (5)$$

[0028] 决定。此外,在(5)式中分母接近于“0”而发散的情况下,以近似的式置换为

[0029] [数8]

$$[0030] \quad \begin{aligned} w(r, \theta) &= 1 - \frac{\int_{\theta^{-}}^{\theta} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta} \\ &= \frac{\int_{\theta}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta} \end{aligned} \quad (6)$$

[0031] 在此,  $\partial_{\theta} V_{\theta}$  是由(1)得到的。

[0032] 现有技术文献

[0033] 专利文献

[0034] 专利文献1: 特许第4698686号公报

[0035] 非专利文献

[0036] 非专利文献1: Damien Garcia, et al., "Two-Dimensional Intraventricular Flow Mapping by Digital Processing Conventional Color-Doppler Echocardiography Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 29, No. 10, October 2010, 1701-1712

[0037] 发明的概要

[0038] 发明要解决的课题

[0039] 但是, 在非专利文献1中公开的技术中, 存在以下问题: 在(5)或者(6)式中使用  $V_{\theta}(r, \theta)$  的情况下, 得到  $\theta$  侧的壁侧上的权重变得过大或过小而导致在与壁的运动方向正交的朝向上流体的速度分量变大, 或流体从壁远离的速度变大为壁的运动速度以上等不自然的结果, 从医学上看运算结果的妥当性低。

## 发明内容

[0040] 本发明鉴于上述实际情况而完成, 其目的之一在于, 提供能够得到从医学的观点上看妥当的评价的流体流速检测装置。

[0041] 用于解决课题的手段

[0042] 用于解决上述以往例的问题的本发明是一种流体流速检测装置, 包含: 超声波探头, 反复进行以下动作: 针对在生物体内部的管腔状组织内流动的流体, 在多个角度方向位置上收发超声波波束, 按每个超声波波束输出回波数据列; 第一运算机构, 根据所述回波数据列, 运算所述流体的所述超声波波束方向分量的流速; 检测机构, 根据所述反复得到的回波数据列, 得到所述管腔状组织的在多个时刻的B模式图像, 基于在该多个时刻的B模式图像, 检测所述管腔状组织的在所述多个角度方向上的一侧的壁和另一侧的壁的运动速度; 以及第二运算机构, 将与所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速和所述超声波波束方向分量的流速的信息相关联的连续的方程式, 从管腔状组织的一侧直至希望求得流速的关注位置  $(r, \theta)$  为止进行积分, 使用由所述检测机构检测到的该一侧的壁的运动速度作为该积分中的边界条件, 得到所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速的计算值  $V_{\theta}^{-}$  作为第一积分结果, 并且, 将与所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速和所述超声波波束方向分量的流速的信息相关联的连续的方程式, 从管腔状组织的另一侧直至希望求得流速的关注位置为止进行积分, 使用由所述检测机构检测到的该另一侧的壁的运动速度作为该积分中的边界条件, 得到所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速的计算值  $V_{\theta}^{+}$  作为第二积分结果, 使用这些第一积分结果  $V_{\theta}^{-}$ 、第二积分结果  $V_{\theta}^{+}$  和权重  $w$ , 运算  $V_{\theta}(r, \theta) = w \cdot V_{\theta}^{-} + (1 - w) \cdot V_{\theta}^{+}$ , 运算所述流体的与所述超声波波束方向正交的分量的流速的计算值  $V_{\theta}(r, \theta)$ ; 所述权重  $w$  设为至少从所述一侧的壁至预先决定的距离为止与离该一侧的壁的距离  $d$  成比例、且从所述另一侧的壁至预先决定的距离为止与离该另一侧的壁的距离  $d'$  成比例的值。

[0043] 发明效果

[0044] 根据本发明,能够得到从医学的观点上看妥当的评价。

### 附图说明

[0045] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的流体流速检测装置的结构例的框图。

[0046] 图2是表示基于本发明的实施方式所涉及的流体流速检测装置的超声波波束的收发方向的例子的说明图。

[0047] 图3是表示本发明的实施方式所涉及的流体流速检测装置的动作例的流程图。

[0048] 图4是表示本发明的实施方式所涉及的流体流速检测装置使用的权重的例子的说明图。

[0049] 图5是表示以往的得到血流速度的方法的例子的概要图。

[0050] 图6是表示成为对象的组织的壁面的运动速度的例子的说明图。

### 具体实施方式

[0051] 参照附图说明本发明的实施方式。本实施方式的流体流速检测装置如图1所例示,包含超声波探头1、收发部2、收发控制部3、运算部4以及显示部5而构成。在此,运算部4包含断层图像形成部41、彩色多普勒运算部42、壁运动速度运算部43、速度矢量运算部44、权重设定部34以及显示图像形成部45而构成。这些各部也可以通过CPU等程序控制设备而以软件的方式实现。此时,程序控制设备按照存储部等计算机可读的记录介质中存储的程序而进行动作,将上述各部的结构以软件的方式实现。

[0052] 超声波探头1是例如扇形(Sector)扫描型或者凸形(Convex)扫描型的探头。收发部2受到收发控制部3的控制,经由该超声波探头1从体表侧针对在处于人体等生物体内部的血管或心脏等、在内部包含成为测定对象的流体的管腔状组织(以下,称为对象管腔状组织)内流动的流体,在多个角度方向位置上收发超声波波束E。

[0053] 通过收发控制部3的动作,如图2所例示,从体表以处于超声波探头1侧的虚拟的中心点为中心,在虚拟的面内(观测面内),对在规定角度范围( $\theta_a < \theta < \theta_b$ )内预先决定的多个角度方向 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n$  ( $\theta_a \leq \theta_1 < \theta_2 < \dots < \theta_n \leq \theta_b$ )分别发送超声波波束 $E(\theta_j)$  ( $j=1, 2, \dots, n$ )。被发送的超声波波束通过体内的组织或流体的组成物(若为血液则例如为红细胞)而反射,返回超声波探头1。收发部2经由超声波探头1,按每一定的时间,多次取得到来的超声波接收信号数据(回波数据) $e_i(\theta_j) = \{(\theta_j, t_1), (\theta_j, t_2), \dots, (\theta_j, t_m)\}$  ( $j=1, 2, \dots, n$ , 其中 $\{*\}$ 表示\*的排列(数据阵列)),按每个超声波波束得到回波数据列。并且,该收发部2将每个超声波波束的回波数据列输出至运算部4的断层图像形成部41和彩色多普勒运算部42。收发控制部3控制收发部2,使得按预先决定的每个定时反复进行以上的动作。并且,收发部2在第i次反复时,输出在该定时取得的回波数据列 $e_i(\theta_1) \dots e_i(\theta_n)$  ( $i=1, 2, \dots$ )。

[0054] 在本实施方式中,断层图像形成部41根据收发部输出的回波数据列,形成B模式图像。此外,彩色多普勒运算部42根据收发部输出的回波数据列,运算流体的超声波波束方向分量的流速,形成2维彩色多普勒的图像。此外,壁运动速度运算部43从断层图像形成部接受对象管腔状组织的在多个时刻的B模式图像,基于在该多个时刻的B模式图像,检测对象

管腔状组织的一侧的壁和另一侧的壁的运动速度。

[0055] 并且,速度矢量运算部44将与流体的与超声波波束方向正交的分量的流速和超声波波束方向分量的流速的信息相关联的连续的方程式,从对象管腔状组织的一侧直至希望求得流速的关注位置 $(r, \theta)$ 为止进行积分,使用之前检测到的该一侧的壁的运动速度作为该积分中的边界条件,得到流体的与超声波波束方向正交的分量的流速的计算值 $V_{\theta}^{-}$ 作为第一积分结果,并且,将与流体的与超声波波束方向正交的分量的流速和超声波波束方向分量的流速的信息相关联的连续的方程式,从对象管腔状组织的另一侧直至希望求得流速的关注位置为止进行积分,使用由检测机构检测到的该另一侧的壁的运动速度作为该积分中的边界条件,得到流体的与超声波波束方向( $r$ 轴方向)正交的分量的流速的计算值 $V_{\theta}^{+}$ 作为第二积分结果。

[0056] 速度矢量运算部44使用这些第一积分结果 $V_{\theta}^{-}$ 、第二积分结果 $V_{\theta}^{+}$ 、以及权重 $w$ ,运算

$$[0057] \quad V_{\theta}(r, \theta) = w \cdot V_{\theta}^{-} + (1 - w) \cdot V_{\theta}^{+}$$

[0058] 由此得到流体的与超声波波束方向正交的分量的流速的计算值 $V_{\theta}(r, \theta)$ 并进行输出。

[0059] 以下,更具体地说明这些运算部4的各部的动作。

[0060] 断层图像形成部41使用收发部输出的回波数据列 $e_i(\theta_1) \cdots e_i(\theta_n)$  ( $i = 1, 2, \cdots$ ), 形成B模式图像。

[0061] 彩色多普勒运算部42使用在收发部输出的回波数据列 $e_i(\theta_1) \cdots e_i(\theta_n)$  ( $i = 1, 2, \cdots$ )之中以预先决定的条件选择的第 $p$ 次的回波数据列 $e_p(\theta_1) \cdots e_p(\theta_n)$ , 形成2维彩色多普勒的图像。并且,彩色多普勒运算部42根据该2维彩色多普勒的图像,运算对象管腔状组织内的坐标 $(r, \theta)$ 处的流体的超声波波束方向分量( $r$ 分量)的流速 $V_r(r, \theta)$  (Radial Velocities, 径向速度)。由于该运算方法被广泛公知,所以省略在此的说明。另外,条件也可以例如设为 $p = 1$ ,也可以是使用在从测定开始起经过了预先决定的时间 $T$ 后的时刻的回波数据列的条件。

[0062] 壁运动速度运算部43根据所形成的B模式图像,通过斑点追踪等方法,检测处于离超声波探头1(超声波的放射源)的距离 $r$ 处的、在对象管腔状组织的一侧与流体相接的壁面(设为位于 $(r, \theta^{-})$ 的位置)的运动速度之中与超声波波束方向正交的( $\theta$ 轴)方向的分量 $V_{\theta}^{-}(r)$ 。

[0063] 此外,该壁运动速度运算部43根据所形成的B模式图像,通过同样的方法,检测处于离超声波探头1(超声波的放射源)的距离 $r$ 处的、在对象管腔状组织的另一侧与流体相接的壁面(设为位于 $(r, \theta^{+})$ 的位置)的运动速度之中与超声波波束方向正交的( $\theta$ 轴)方向的分量 $V_{\theta}^{+}(r)$ 。

[0064] 该壁运动速度运算部43处理的B模式图像被描绘在XY正交坐标系上。从而通过斑点追踪等而得到的对象管腔状组织的壁的运动速度成为XY正交坐标系中的值。壁运动速度运算部43将该XY正交坐标系中的值变换到以超声波探头1(超声波的放射源)的位置为原点的极坐标系 $(r, \theta)$ 并进行输出。

[0065] 速度矢量运算部44通过使用了彩色多普勒运算部42所输出的2维彩色多普勒图像(超声波波束方向的血液的流速信息 $V_r(r, \theta)$ )、和壁运动速度运算部43输出的 $V_{\theta}^{-}(r)$ 以及 $V_{\theta}^{+}(r)$ 的连续的方程式

[0066] [数1]

$$[0067] \quad \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) = -r \partial_r V_r(r, \theta) - V_r(r, \theta) \quad (1)$$

[0068] 得到与超声波波束方向正交的角度方向的流体的速度 $V_{\theta}$ 。在此

[0069] [数2]

$$[0070] \quad \partial_x f(x, y)$$

[0071] 是将

[0072] [数3]

$$[0073] \quad \frac{\partial f(x, y)}{\partial x}$$

[0074] 简略示出的数式(以下相同)。

[0075] 此时,在某矢径位置 $r$ 、角度位置 $\theta$ 的点(以下,称为关注位置)处的、与超声波波束方向正交的角度方向的速度 $V_{\theta}$ 通过对(1)式进行积分而得到。在该积分中,有从对象管腔状组织的一侧的壁的位置 $\theta^-(r)$ 起积分的第一积分结果、和从对象管腔状组织的另一侧的壁的位置 $\theta^+(r)$ 起积分的第二积分结果。也就是说,从一侧的壁的位置 $\theta^-(r)$ 起矢径 $r$ 沿着一定的线(角度方向)直至关注位置 $\theta(r)$ 为止进行积分,使用一侧的壁的运动速度 $V_{\theta}^-(r)$ 作为积分常数的第一积分成为

[0076] [数4]

$$[0077] \quad V_{\theta}^-(r, \theta) = V_{\theta}^-(r) + \int_{\theta^-}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (2)$$

[0078] 此外,从另一侧的壁的位置的位置 $\theta^+(r)$ 起矢径 $r$ 沿着一定的线(角度方向)直至关注位置 $\theta(r)$ 为止进行积分,使用前壁的运动速度 $V_{\theta}^+(r)$ 作为积分常数的第二积分成为

[0079] [数5]

$$[0080] \quad V_{\theta}^+(r, \theta) = V_{\theta}^+(r) - \int_{\theta}^{\theta^+} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (3)$$

[0081] 速度矢量运算部44将这些(2)、(3)式的积分,按预先决定的多个矢径方向位置 $r_1$ 、 $r_2$ ……的每一个进行运算,得到在各矢径方向位置上的第一、第二积分结果 $V_{\theta}^-(r_1)$ 、 $V_{\theta}^+(r_1)$ 、 $V_{\theta}^-(r_2)$ 、 $V_{\theta}^+(r_2)$ 、……。

[0082] 这最后相当于:对一阶的偏微分方程式能够在—侧以及另一侧的壁的2处设定共计两个边界条件,其结果得到多余的解。因此,通过对这些解进行加权平均,从而降低解的误差。即,速度矢量运算部44将上述第一积分结果 $V_{\theta}^-(r)$ 和第二积分结果 $V_{\theta}^+(r)$ ( $r=r_1$ 、 $r_2$ ……),以权重设定部34所输出的权重 $w$ 进行加权平均,运算

[0083] [数6]

$$\begin{aligned}
 V_{\theta}(r, \theta) &= wV_{\theta}^{-}(r, \theta) + (1-w)V_{\theta}^{+}(r, \theta) \\
 &= [wV_{\theta}^{-}(r) + (1-w)V_{\theta}^{+}(r)] + \\
 [0084] \quad &\left[ w \int_{\theta^{-}}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta + (1-w) \int_{\theta}^{\theta^{+}} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \right] \quad (4)
 \end{aligned}$$

[0085] 得到关注位置 $(r, \theta)$ 处的、与超声波波束方向正交的角度方向的速度 $V_{\theta}(r, \theta)$ 。

[0086] 由此,速度矢量运算部44将对象管腔状组织内 $(r, \theta)$ 的流体的流速,分为超声波波束方向的分量 $V_r(r, \theta)$ 、和与超声波波束方向正交的分量 $V_{\theta}(r, \theta)$ 而取得。

[0087] 权重设定部34设定权重,使其成为至少从一侧的壁至预先决定的距离为止与离该一侧的壁的距离 $d$ 成比例、且从另一侧的壁至预先决定的距离为止与离该另一侧的壁的距离 $d'$ 成比例的值。作为一例,本实施方式的该权重设定部34所设定的权重 $w$ 如下所示。首先,矢径方向坐标 $r_i$ ( $r_i$ 为 $r_1, r_2, \dots$ 的任一个)处的、从对象管腔状组织的一侧的壁至另一侧的壁积分路径(矢径方向坐标 $r$ 为一定的路径)上的距离 $D(r_i)$ 由 $D(r_i) = r_i \cdot |\theta^{+}(r_i) - \theta^{-}(r_i)|$ 而得到( $|*|$ 意味着运算 $*$ 的绝对值)。此外,从一侧的壁至关注位置 $(r_i, \theta)$ 的距离 $d$ 由 $d = r_i \cdot |\theta - \theta^{-}(r_i)|$ 而得到。因此,权重设定部34将权重 $w$ 设为 $w = d/D(r_i) = |\theta - \theta^{-}(r_i)| / |\theta^{+}(r_i) - \theta^{-}(r_i)|$ 。由此设定的权重成为关于关注位置的角度方向坐标 $\theta$ 为一次(与距离 $d$ 成比例)的值。该比例关系与矢径方向位置 $r$ 无关地成立。另外,若像这样将权重 $w$ 设为与离一侧的壁的距离 $d$ 成比例,则当然由于 $w = d/D(r_i) = (D(r_i) - r')/r_i$ (在此 $r'$ 为从另一侧至关注位置的积分路径上的距离),所以与离另一侧的壁的距离 $d'$ 也成比例。

[0088] 该权重与通过(5)或者(6)式设定的权重不同,不是在积分路径上的各点上使第一、第二积分结果一致的权重。但是已知:通过乍看违反技术常识的该权重的设定,两侧的壁附近的流体的流速成为自然地反映了壁的运动速度的流速。

[0089] 显示图像形成部45在断层图像形成部41所输出的B模式图像上,合成由速度矢量运算部44运算出的、表示 $(r, \theta)$ 坐标的各点处的速度矢量的图像,形成显示用图像并进行输出。

[0090] 本实施方式的流体流速检测装置具有以上的结构,如以下那样进行动作。具体而言,在以下的例子中,以检测心脏的左心室(LV)内的血流速度的情况为例。在该例中,超声波探头1从体表侧对在处于人体等生物体内部的心脏的左心室内流动的血液,在多个角度方向位置上发送超声波波束 $E$ 。并且超声波探头1经由收发部2对运算部4输出按每个发送的超声波波束得到的回波数据列 $e(\theta_1) \dots e(\theta_n)$ 。超声波探头1在预先决定的每个定时(例如按间隔 $\Delta t$ 的每个定时)反复进行该动作。将通过第 $k$ 次反复而得到的回波数据列设为 $e_k(\theta_1) \dots e_k(\theta_n)$ ( $k=1, 2, \dots$ )。

[0091] 速度矢量运算部44如图3所例示,得到根据超声波探头1所输出的回波数据列 $e_k(\theta_1) \dots e_k(\theta_n)$ ( $k=1, 2, \dots$ )之中以预先决定的条件选择的第 $p$ 次的回波数据列 $e_p(\theta_1) \dots e_p(\theta_n)$ 而运算的2维彩色多普勒的图像(S1)。此外,壁运动速度运算部43根据超声波探头1所输出的回波数据列,得到多个B模式的图像(S2)。并且,根据2维彩色多普勒的图像,得到多个预先决定的点(称为规定点) $(r_i, \theta_j)$ (在此, $i=1, 2, \dots, j=1, 2, \dots$ )处的血液的超声波波束方向的速度(Radial Velocities, 径向速度) $V_r(r_i, \theta_j)$ (S3)。

[0092] 另一方面,壁运动速度运算部43根据处理S2中得到的多个B模式的图像的各个,通

过斑点追踪等被广泛公知的方法,求得对象管腔状组织即左心室的 $r=r_i(i=1,2,\dots)$ 处的后壁(posterior wall)的位置 $\theta^-(r_i)$ 、和前壁(anterior wall)的位置 $\theta^+(r_i)$ 。此时,在斑点追踪等方法中,将以图像的X、Y坐标得到的位置的信息变换到以作为超声波源的超声波探头1的位置为原点的极坐标,求得这些位置。

[0093] 此外,壁运动速度运算部43使用该各壁的位置的信息、和得到多个B模式的图像各自的定时的信息(例如 $\Delta t$ 间隔),求得矢径位置 $r_i(i=1,2,\dots)$ 各自处的左心室的一侧的壁(例如后壁:posterior wall)的运动速度 $V_{\theta}^-(r_i)$ 、和另一侧的壁(例如前壁:anterior wall)的运动速度 $V_{\theta}^+(r_i)$ (S4)。

[0094] 接着,权重设定部34在规定点所在的矢径方向位置 $r=r_i(i=1,2,\dots)$ 的每一个上,得到(1)式的积分路径的一方端(后壁侧)的位置 $\theta^-(r_i)$ 和另一方端(前壁侧)的位置 $\theta^+(r_i)$ 。并且,在积分路径上的规定点 $(r_i, \theta_j)(j=1,2,\dots)$ 处,使用离一方端的距离 $d=r_i \cdot |\theta(r_i) - \theta^-(r_i)|$ 、和积分路径整体的长度 $D=r_i \cdot |\theta^+(r_i) - \theta^-(r_i)|$ ,运算权重 $w=d/D(r_i) = |\theta(r_i) - \theta^-(r_i)| / |\theta^+(r_i) - \theta^-(r_i)|$ (S5)。

[0095] 此外,速度矢量运算部44使用该权重 $w$ 来运算(4)式,得到各规定点 $(r_i, \theta_j)(i=1,2,\dots, j=1,2,\dots)$ 处的、与超声波波束方向正交的角度方向的血液的速度 $V_{\theta}(r_i, \theta_j)$ (S6)。

[0096] 由此,各规定点 $(r_i, \theta_j)(i=1,2,\dots, j=1,2,\dots)$ 处的血液的速度 $V$ 分为超声波波束方向的速度分量 $V_r(r_i, \theta_j)$ 、和与超声波波束方向正交的角度方向的速度分量 $V_{\theta}(r_i, \theta_j)$ 而得到。速度矢量运算部44输出该得到的各规定点处的速度 $V$ 的值(S7)。

[0097] 速度矢量运算部44在处理S1中一边以 $p=1,2,\dots$ 逐次增加预先决定的值,一边反复执行例如以上的处理。这样,基于通过各次反复而得到的回波数据列 $e_k(\theta_1) \dots e_k(\theta_n)(k=1,2,\dots)$ ,得到在取得各回波数据列的时刻的B模式图像、和血液的速度 $V$ 。速度矢量运算部44也可以针对基于第 $k$ 个回波数据列而在各规定点处得到的速度 $V_k(r_i, \theta_j)$ ,在基于第 $k$ 个回波数据列而得到的B模式图像上以各规定点 $(r_i, \theta_j)$ 的位置为基础,描绘表示该速度矢量 $V_k(r_i, \theta_j)$ 的长度以及方向的箭头图形。为此,运算部4的显示图像形成部45在由断层图像形成部41输出的B模式图像上,合成由速度矢量运算部44运算出的、表示 $(r, \theta)$ 坐标的各点处的速度矢量的图像,形成显示用图像并进行输出。也就是说,运算在断层图像形成部41所输出的B模式图像上与各规定点对应的位置(X、Y坐标系上的位置) $P(x, y)$ ,且速度矢量 $V_k(r_i, \theta_j)$ 也变换为X、Y坐标系上的各分量(X轴方向分量和Y轴方向分量)的值 $V_{k\_x}(x, y)$ (X轴方向分量)以及 $V_{k\_y}(x, y)$ (Y轴方向分量)。并且,显示图像形成部45乘以预先决定的系数 $\alpha$ (放大缩小率),得到位置 $(\alpha \cdot V_{k\_x}(x, y), \alpha \cdot V_{k\_y}(x, y))$ ,描绘从规定点 $(x, y)$ 至在此得到的位置 $(\alpha \cdot V_{k\_x}(x, y), \alpha \cdot V_{k\_y}(x, y))$ 的箭头图形。

[0098] 若按基于通过各次反复而得到的回波数据列 $e_k(\theta_1) \dots e_k(\theta_n)(k=1,2,\dots)$ 而得到的每个图像或值进行反复,则心脏的运动和心脏内的血液的流动被描绘为动画的帧。显示图像形成部45也可以通过一边连续地置换各帧的图像一边进行显示而显示为动画,也可以将各帧的图像排列为矩阵状而显示。

[0099] 在图4中,表示关于运算(4)式时的权重,比较以往的权重的例子和本实施方式的权重的例子。如该图4所示,以往例的权重(由图中虚线所示),根据矢径方向位置(图中的 $r_1, r_2, r_3$ )而不同,此外,即使沿着角度方向在壁附近,也不一定成为相对于积分路径整体

的长度之中离壁的距离的比例而成比例地变化的权重。与此相对,本实施方式的权重(由图中实线所示)至少在离各壁预先决定的范围(离积分范围的两端预先决定的范围)内与矢径方向的位置无关,设为至少在壁附近相对于积分路径整体的长度之中离壁的距离的比例而成比例地变化的权重。

[0100] 该本实施方式的权重在技术常识上不能使从一侧的壁的积分结果与从另一侧的壁的积分结果在积分路径上的各点一致,所以是难以采用的权重,但在本实施方式中,敢于采用该权重。并且,发现了根据在该本实施方式中的权重,能够得到从医学的观点看妥当的评价。

[0101] 另外,本实施方式中,若权重是从各壁至预先决定的距离 $l$ 为止由 $w=d/D(r_i)=|\theta(r_i)-\theta^-(r_i)|/|\theta^+(r_i)-\theta^-(r_i)|$ 运算出的值,则在离各壁比预先决定的距离 $l$ 更远的位置上,也可以不遵从该权重。例如,也可以是 $r|\theta-\theta^+|$ 和 $r|\theta-\theta^-|$ 这双方在比预先决定的距离 $l$ 大的位置上设为(5)式(或者与其近似的(6)式),在 $r|\theta-\theta^+|$ 和 $r|\theta-\theta^-|$ 的任一方比预先决定的距离 $l$ 小的位置上设为权重 $w=d/D(r_i)=|\theta(r_i)-\theta^-(r_i)|/|\theta^+(r_i)-\theta^-(r_i)|$ 。即,也可以设为

[0102] [数9]

$$[0103] \quad w(r, \theta) = 1 - \frac{\int_{\theta^-}^{\theta} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^-)] d\theta}{\int_{\theta^-}^{\theta^+} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^-)] d\theta} \quad (r|\theta - \theta^+| > l, r|\theta - \theta^-| > l)$$

$$[0104] \quad w(r, \theta) = \frac{|\theta - \theta^-|}{|\theta^- - \theta^+|} \quad (r|\theta - \theta^+| \leq l \text{ or } r|\theta - \theta^-| \leq l)$$

[0105] 另外, $r|\theta-\theta^+|$ 和 $r|\theta-\theta^-|$ 这双方在比预先决定的距离 $l$ 大的范围中的权重不限于(5)或(6)式,也可以设为关于 $|\theta-\theta^-|$ 在实验上决定的单调递减函数。

[0106] 附图标记说明:

[0107] 1超声波探头,2收发部,3收发控制部,4运算部,5显示部,34权重设定部,41断层图像形成部,42彩色多普勒运算部,43壁运动速度运算部,44速度矢量运算部,45显示图像形成部。

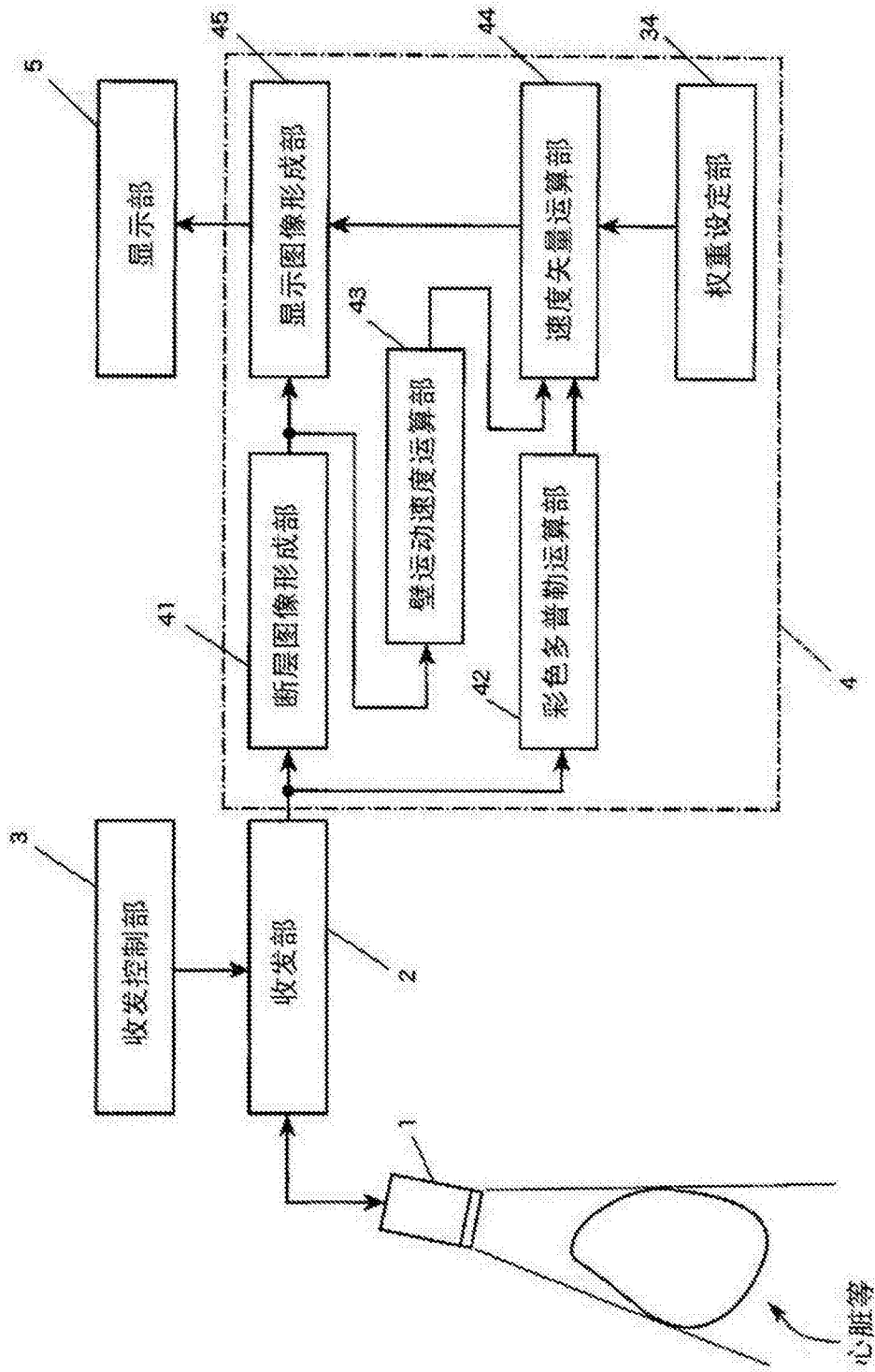


图1

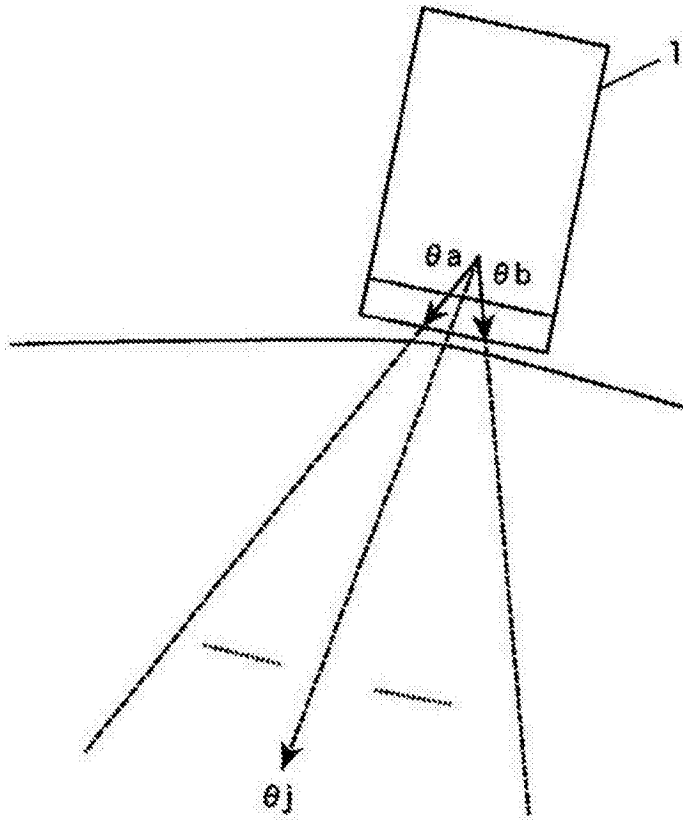


图2



图3

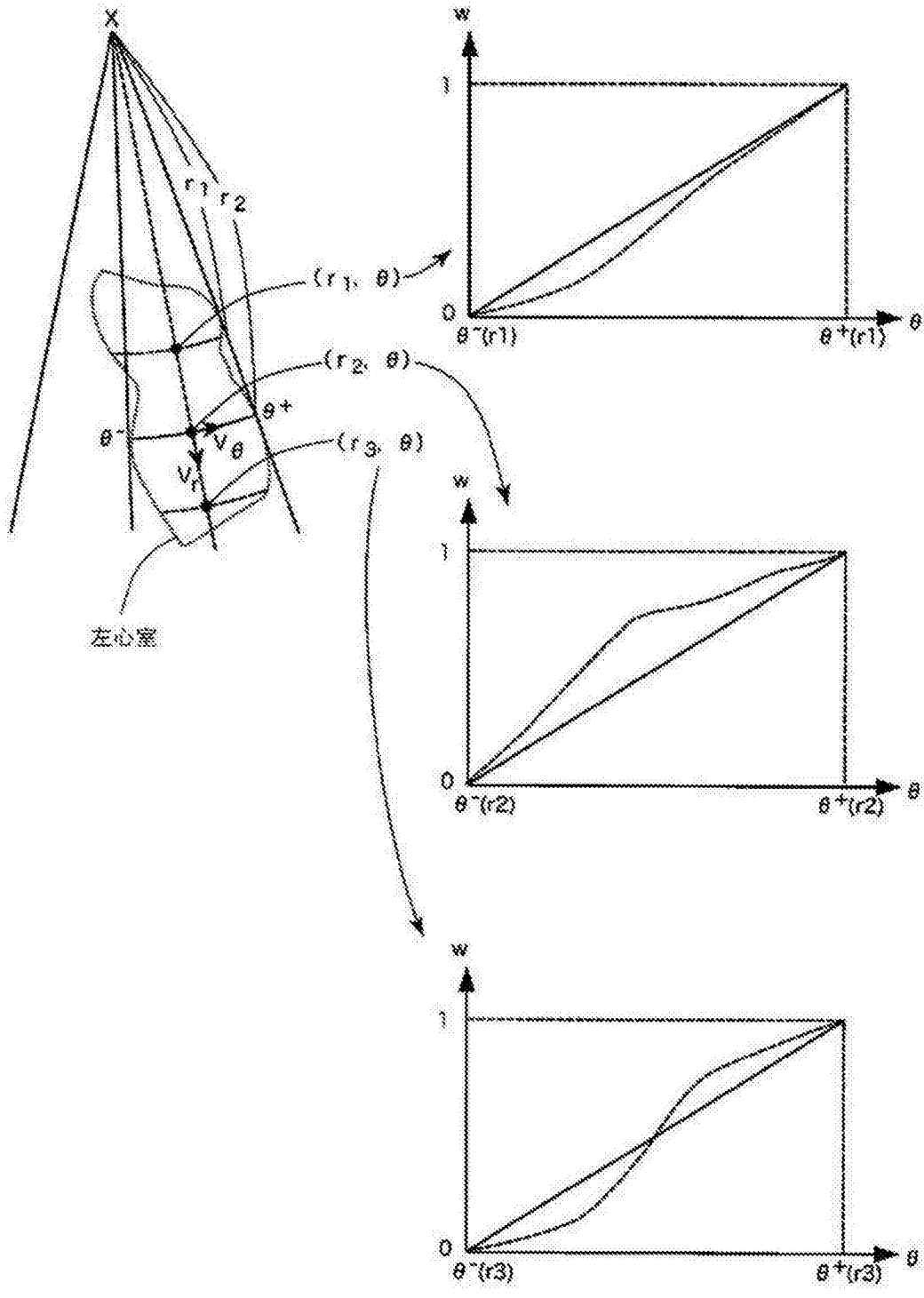


图4

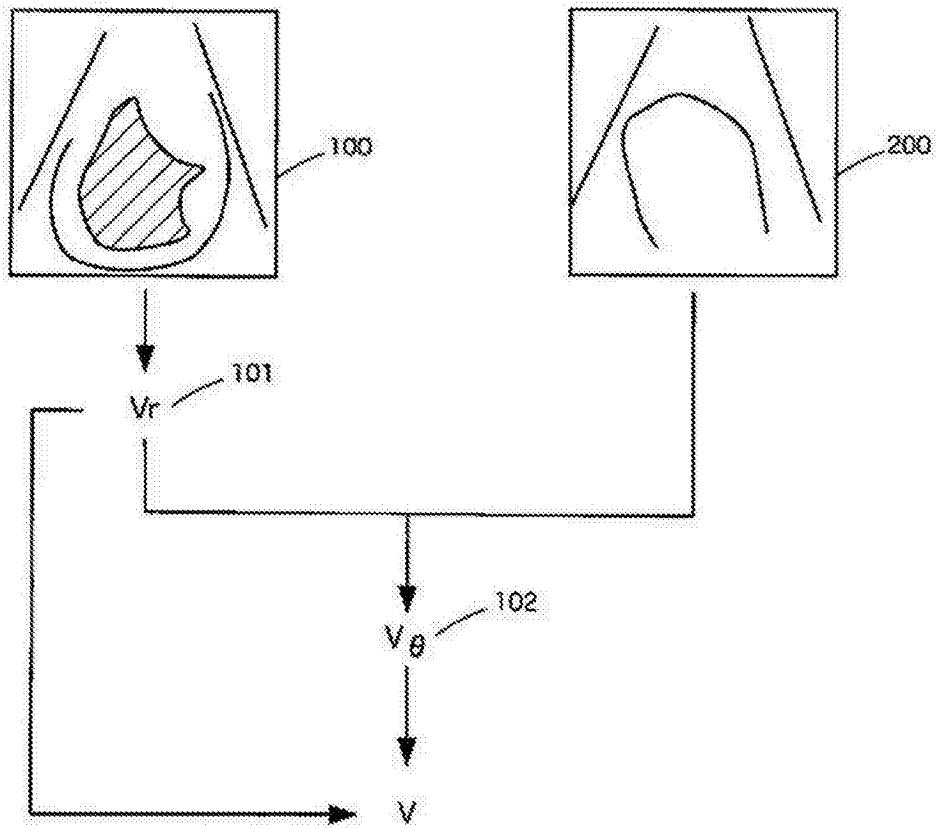


图5

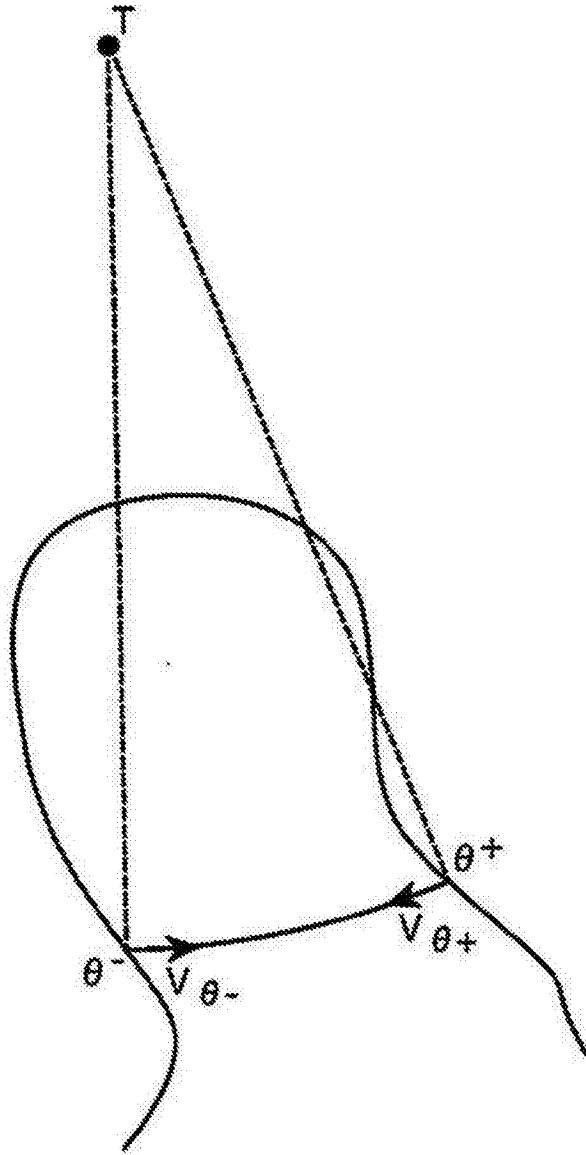


图6

专利名称(译)	流体流速检测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN104168835B</a>	公开(公告)日	2016-08-24
申请号	CN201280071474.4	申请日	2012-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学 株式会社日立制作所		
[标]发明人	小野稔 板谷庆一 冈田孝		
发明人	小野稔 板谷庆一 冈田孝		
IPC分类号	A61B8/06 G01P5/00		
CPC分类号	G01F1/66 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 G01S15/8984		
代理人(译)	高迪		
优先权	2012060973 2012-03-16 JP		
其他公开文献	CN104168835A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供能够得到从医学的观点看妥当的评价的流体流速检测装置。求得在生物体内部的管腔状组织内流动的流体的速度。运算 $V\theta(r, \theta) = w \cdot V - \theta + (1 - w) \cdot V + \theta$ ，运算流体的与超声波波束方向正交的分量的流速的计算值 $V\theta(r, \theta)$ 。在此，权重 $w$ 设为至少从组织的一侧的壁至预先决定的距离为止与离该一侧的壁的距离 $d$ 成比例、且从组织的另一侧的壁至预先决定的距离为止与离该另一侧的壁的距离 $d'$ 成比例的值。

