

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810130057.8

[43] 公开日 2009年2月4日

[11] 公开号 CN 101357069A

[22] 申请日 2008.7.24

[21] 申请号 200810130057.8

[30] 优先权

[32] 2007.7.24 [33] JP [31] 192256/2007

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 马场达朗 神山直久

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 杨谦 胡建新

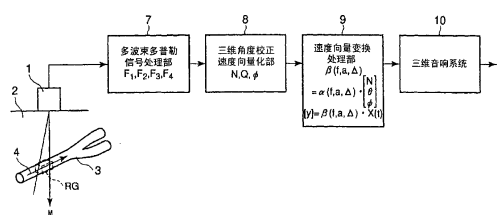
权利要求书3页 说明书18页 附图7页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断装置的音响输出方法

[57] 摘要

本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置及超声波诊断装置的音响输出方法，在以超声波探头的中心或生物体的距离门(RG)为中心的坐标系中，能够以三维空间取得血流方向。通过三维角度校正速度向量化部(8)基于与由二维的超声波探头(1)从距离门(RG)接收的各接收波束($F_1 \sim F_4$)相对应的多普勒信号，取得血流等被检体(4)的速度(血流速度)即范数N、方位角 θ 、仰角 ϕ ，作为表示血流等被检体(4)的三维的流动方向及其血流量的三维的流体向量数据；通过速度向量变换处理部(9)基于三维的流体向量数据 $[N, \theta, \phi]$ 产生三维音响系统用音频输出 $[y]$ ，使三维音响系统(10)鸣动。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：

三维信息取得部，基于从超声波探头输出的多普勒信号，取得三维流体信息，该三维流体信息包括作为特定部位上的至少流体的被检体的至少三维的流动方向；以及

三维音响输出部，将上述三维流体信息作为三维空间的声音输出。

2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维信息取得部根据表示基于上述多普勒信号求出的上述被检体的三维的流动方向及上述被检体的流量的流体向量数据，取得上述被检体的速度、方位角、仰角作为上述三维流体信息。

3、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维信息取得部取得上述被检体的紊流度、搏动作为上述三维流体信息。

4、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维音响输出部具备多个扬声器，基于上述三维流体信息，使与上述被检体的至少三维流动方向相对应的至少一个上述扬声器鸣动。

5、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维音响输出部具备多个扬声器，基于由上述三维信息取得部取得的上述被检体的上述速度、上述方位角、上述仰角，使至少一个上述扬声器鸣动。

6、根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维音响输出部能够改变根据上述被检体的上述速度、上述方位角、上述仰角而使至少一个上述扬声器鸣动时的上述三维的声音的至少声压、相位差或频率特性。

7、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维音响输出部根据上述被检体的上述速度使至少上述频率特性、上述声压或混响量中的至少一个变化，使至少一个上述扬声器鸣动。

8、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维音响输出部，根据方位角使至少上述声压或上述相位差中的

至少一个变化，使至少一个上述扬声器鸣动。

9、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在上述各扬声器被配置成二维的情况下，上述三维音响输出部根据上述仰角附加使用了空间音响的传送特性的模拟特性，使至少一个上述扬声器鸣动。

10、根据权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维音响输出部根据上述仰角使作为上述模拟特性的至少上述频率特性变化，或者附加混响，使至少一个上述扬声器鸣动。

11、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在使用将上述各扬声器作为左右双声道配置的立体声系统的情况下，上述三维音响输出部对上述各扬声器之间赋予与上述方位角、上述仰角相对应的上述相位差。

12、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在使用将上述各扬声器作为左右双声道配置的立体声系统的情况下，上述三维音响输出部对上述左右双声道的上述各扬声器之间赋予增益差，或者基于空间音响数据校正上下频率特性，并赋予给上述各扬声器之间。

13、根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在使用将上述各扬声器作为左右双声道配置的立体声系统的情况下，上述三维音响输出部使用以上述多普勒信号的波形的包络线施加了振幅调制的噪音作为声源。

14、根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在使用将上述各扬声器作为左右双声道配置的立体声系统的情况下，上述三维音响输出部基于上述多普勒信号的波形的中心频率和离散对正弦波或白噪音进行滤波，对由该滤波生成的信号以上述多普勒信号的波形的包络线施加振幅调制，来作为声源使用。

15、根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述三维音响输出部具备配置于三维空间的多个扬声器，根据由上述三维信息取得部取得的上述紊流度，分别使上述各扬声器鸣动。

16、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述超声波探头向上述被检体发送超声波多波束，并接收来自上述被

检体的反射波。

17、根据权利要求4或5所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述多个扬声器被配置于二维或三维空间。

18、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备：
显示器；

显示部，在上述显示器上显示基于从上述超声波探头输出的上述多普勒信号制作的三维超声波图像数据；以及

着色部，根据包含上述三维的流动方向的上述三维流体信息，对上述三维超声波图像数据中的上述被检体进行着色。

19、一种超声波诊断装置的音响输出方法，其特征在于，包括下述步骤：

基于从超声波探头输出的多普勒信号，取得三维流体信息，该三维流体信息包括作为特定部位上的至少流体的被检体的至少三维的流动方向；
以及

将上述被检体的上述三维流体信息作为三维的声音输出。

20、根据权利要求19所述的超声波诊断装置的音响输出方法，其特征在于，

基于上述多普勒信号求出表示上述被检体的三维的流动方向及其流量的流体向量数据；

基于上述流体向量数据，取得上述被检体的速度、方位角、仰角作为上述三维流体信息；

基于上述被检体的上述速度、上述方位角、上述仰角使至少一个扬声器鸣动。

超声波诊断装置及超声波诊断装置的音响输出方法

技术领域

本申请基于 2007 年 7 月 24 日提出的日本专利申请 No. 2007-192256 并主张其优先权，这里援用其所有内容。

本发明涉及将例如人体等生物体中流动的血流等流体即被检体的流动方向等变换成音响输出的超声波诊断装置及其音响输出方法。

背景技术

超声波多普勒诊断装置根据从超声波探头发送的超声波波束的种类分为脉冲多普勒 (PWD) 和连续多普勒 (CWD)。无论是脉冲多普勒 (PWD) 还是连续多普勒 (CWD)，超声波多普勒诊断装置都是利用多普勒效应，该多普勒效应是指，在超声波被例如人体内活动的血流或组织反射时，这些来自血流或组织的反射波的频率会微小地偏离入射波的频率。另外，超声波多普勒诊断装置利用多普勒效应测量例如人体内的血流或组织的速度，或者将彩色二维显示血流。

对于从超声波探头输出的多普勒信号的通知，有例如对多普勒信号进行频率分析并变换为与速度对应的多普勒频率来显示的方法、和将多普勒信号直接通过扬声器利用音响加以输出的方法。其中，通过音响输出的方法为，对脉冲多普勒 (PWD) 及连续多普勒 (CWD) 的多普勒信号进行方向分离，即分离血流的流动是哪个方向，例如朝向超声波探头的血流为正，远离超声波探头的血流为负，并作为音频音从配置于左右的例如两个扬声器输出。

用户听取从配置于左右的各扬声器输出的多普勒音，根据该多普勒音的有无，高灵敏度且应答性良好地对人体等超声波断层图像中例如肝脏内的细血管中流动的血流的有无进行检测。然后，用户根据血管中流动血流的有无确定彩色 ROI (感兴趣区域)。用户通过脉冲多普勒 (PWD) 照射超声波波束来确定测量例如血流的部位即距离门 (RG)。

但是，存在下述要求，即，并不对多普勒信号进行方向分离并作为音

频音从配置于左右的两个扬声器输出，而在例如以超声波探头的中心或生物体的距离门（RG）为中心的坐标系中以三维空间把握血流方向。

发明内容

本发明的目的在于提供超声波诊断装置及超声波诊断装置的音响输出方法，在以超声波探头的中心或生物体的距离门（RG）为中心的坐标系中，能够以三维空间取得血流方向。

本发明的第一方面涉及的超声波诊断装置，具备：三维信息取得部，基于从超声波探头输出的多普勒信号，取得三维流体信息，该三维流体信息包括作为特定部位上的至少流体的被检体的至少三维的流动方向；以及三维音响输出部，将三维流体信息作为三维空间的声音输出。

本发明的第二方面涉及的超声波诊断装置的音响输出方法，基于从超声波探头输出的多普勒信号，取得三维流体信息，并将该三维流体信息作为三维的声音输出，该三维流体信息包括作为特定部位上的至少流体的被检体的至少三维的流动方向。

附图说明

图 1 是本发明的超声波多普勒诊断装置的结构框图；

图 2 是同装置中的超声波探头的二维探头表面的示意图；

图 3 是用于说明适用于同装置的多普勒角度校正的方法的图；

图 4 是表示本发明的超声波多普勒诊断装置的一实施方式的具体结构图；

图 5 是用于以二维断面说明同装置中的多普勒角度校正的示意图；

图 6 是用于说明适用于同装置的多普勒角度校正的方法的示意图；

图 7 是用于说明适用于同装置的多普勒角度校正的方法的示意图；

图 8 是用于说明适用于同装置的多普勒角度校正的方法的示意图；

图 9 是表示同装置中的多个扬声器的配置的一例的图；

图 10 是表示根据同装置中的多普勒信号施加 FM 调制的一例的图；

图 11 是表示根据同装置中的多普勒信号对正弦波施加 AM 调制的一例的图；

图 12 是表示根据同装置中的多普勒信号使用白噪音施加 AM 调制的一例的图；

图 13 是表示使相对同装置中的方位角配置于左右的各扬声器鸣动时的声压的控制方法的一例的图；

图 14 是表示相对以同装置中的仰角为参数的频率使各扬声器鸣动时的声压的控制方法的一例的图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的一实施方式。

图 1 表示超声波多普勒诊断装置的结构框图。二维的超声波探头 1 向例如人体等生物体 2 内的特定部位（以下称为距离门：RG）发送由多个波束构成的超声波多波束 M，并接收来自距离门 RG 的反射波。距离门 RG 包括例如人体等生物体 2 内的血管 3 中流动的血流等流体即被检体 4。超声波探头 1 通过将多个超声波振子在二维平面上排列来构成。超声波探头 1 通过多个超声波振子进行超声波多波束 M 的发送和反射波的接收。

图 2 示意地表示超声波探头 1 的二维探头表面。超声波探头 1 通过二维平面上排列的多个超声波振子中例如 4 处的各超声波振子 6-1~6-4，能够接收来自距离门 RG 的反射波。另外，在使用各超声波振子 6-1、6-2、6-3、6-4 的情况下，设超声波振子 6-1 与超声波振子 6-2 之间的间隔为高度间距 E_p ，设超声波振子 6-1 与超声波振子 6-3 之间的间隔为方位间距 A_p 。由此，如图 3 所示，超声波探头 1 通过 4 处的各超声波振子 6-1~6-4 接收来自距离门 RG 的各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 。

多波束多普勒信号处理部 7 对超声波探头 1 的多个超声波振子进行例如电子扫描。多波束多普勒信号处理部 7 从接收来自距离门 RG 的各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 的例如各超声波振子 6-1~6-4 的各输出信号中检测多普勒信号。

三维角度校正速度向量化部 8 基于由多波束多普勒信号处理部 7 检测的各超声波振子 6-1~6-4 的多普勒信号，取得表示血流等被检体 4 的三维的流动方向及其血流量的三维的流体向量数据。三维的流体向量数据是指血流等被检体 4 的速度（血流速度）即向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ 。

三维的流体向量数据用 $[N, \theta, \phi]$ 来表示。另外，三维角度校正速度向量化部 8 使用多普勒角度校正，计算表示血流等被检体 4 的流量的三维的流体向量数据的范数 N （血流速度）等。多普勒角度校正是指，测量超声波波束方向和血流等被检体 4 的流动方向（以下称为血流方向）所成的夹角即多普勒角，求出血流速度的绝对值。

速度向量变换处理部 9 基于由三维角度校正速度向量化部 8 取得的向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ ，变换为三维音响系统 10 用的音频输出。速度向量变换处理部 9 利用 $\alpha(f, a, \Delta)$ 将三维的流体向量数据 $[N, \theta, \phi]$ 分配给人工音响参数，从而变换为 $\beta(f, a, \Delta)$ 。这里， f 是频率特性， a 是振幅特性， Δ 是立体声系统的左右路线差（相位差）。

【数式 1】

$$\beta(f, a, \Delta) = \alpha(f, a, \Delta) \cdot \begin{bmatrix} N \\ \theta \\ \phi \end{bmatrix}$$

速度向量变换处理部 9 将空间变换 β 乘以基于振幅或频率成分等从多普勒信号中生成的音源 $X(t)$ ，来产生三维音响系统用音频输出 $[y]$ ，其中，从来自距离门 RG 的各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 中检测出所述多普勒信号。

$$[y] = \beta(f, a, \Delta) \cdot X(t)$$

三维音响系统 10 对由速度向量变换处理部 9 产生的三维音响系统用音频输出 $[y]$ 进行电气-音响变换。三维音响系统例如是多扬声器系统、使用了 7.1ch 的环绕方式（7.1 环绕系统）或者立体声系统。

如果是这样的超声波多普勒诊断装置，二维的超声波探头 1 向例如人体等生物体 2 内的距离门 RG 发送由多个波束构成的超声波多波束 M ，并接收来自距离门 RG 的反射波。例如，如图 3 所示，超声波探头 1 通过 4 处的各超声波振子 6-1~6-4 接收来自距离门 RG 的各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 。

多波束多普勒信号处理部 7 对超声波探头 1 的多个超声波振子进行例如电子的扫描。然后，多波束多普勒信号处理部 7 从接收来自距离门 RG 的各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 的各超声波振子 6-1~6-4 的各输出信号中检测多普勒信号。

三维角度校正速度向量化部 8 基于由多波束多普勒信号处理部 7 检测出

的各超声波振子 6-1~6-4 的多普勒信号，取得作为血流等被检体 4 的速度（血流速度）的向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ ，来作为表示血流等被检体 4 的三维的流动方向及其血流量的三维的流体向量数据。

速度向量变换处理部 9 通过 $\alpha(f, a, \Delta)$ 将由三维角度校正速度向量化部 8 取得的三维的流体向量数据 $[N, \theta, \phi]$ 分配给人工音响参数，变换为 $\beta(f, a, \Delta)$ ，向由多普勒信号基于振幅或频率成分等生成的音源 $X(t)$ 乘以三维音响空间变换 β ，产生三维音响系统用音频输出 $[y]$ 。

三维音响系统 10 驱动例如多扬声器系统、使用 7.1ch 的环绕方式（7.1 环绕系统）或者立体声系统，对由速度向量变换处理部 9 产生的三维音响系统用音频输出 $[y]$ 进行电气-音响变换。

根据上述一实施方式，通过多波束多普勒信号处理部 7 检测与由二维的超声波探头 1 从距离门 RG 接收的各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 对应的多普勒信号，通过三维角度校正速度向量化部 8 基于该多普勒信号取得作为血流等被检体 4 的速度（血流速度）的向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ ，来作为表示血流等被检体 4 的三维的流动方向及其血流量的三维的流体向量数据，并通过速度向量变换处理部 9 基于三维的流体向量数据 $[N, \theta, \phi]$ 产生三维音响系统用音频输出 $[y]$ ，使三维音响系统 10 鸣动。

由此，在以超声波探头 1 的中心或生物体的距离门 RG 为中心的坐标系中，能够以三维空间取得血流方向。例如，医师等操作者听取对应血流速度的频率、对应方位角 θ 的声压以及对应仰角 ϕ 的频率特性的声音，通过听觉也能够掌握血管 3 内流动的血流等流体即被检体 4 的流动的血流方向、血流量等。

接下来，说明本发明的一实施方式的具体例子。

图 4 表示超声波多普勒诊断装置的结构图。二维的超声波探头 1 与上述同样，向例如人体等生物体 2 内的距离门 RG 发送由多个波束构成的超声波多波束 M，并接收来自距离门 RG 的反射波。超声波探头 1 通过将多个超声波振子在二维平面上排列来构成。超声波探头 1 通过多个超声波振子进行超声波多波束 M 的发送和反射波的接收。如上述图 2 所示，超声波探头 1 通过二维平面上排列的多个超声波振子中的例如 4 处的各超声波振子 6-1~6-4，能够接收来自距离门 RG 的反射波。

扫描收发波部 20 对应上述多波束多普勒信号处理部 7。扫描收发波部 20 对超声波探头 1 的多个超声波振子进行例如电子的扫描，依次驱动各超声波振子来扫描超声波多波束 M。并且，扫描收发波部 20 从接收来自距离门 RG 等的反射波时的超声波探头 1 的各超声波振子的各输出信号中检测多普勒信号。

数字扫描转换器（以下称为 DSC）21 对从扫描收发波部 20 输出的多普勒信号进行数字变换，并存储到图像存储器等存储部 22。DSC21 根据显示器 23 的扫描读出存储部 22 所存储的数字多普勒信号。DSC21 对数字多普勒信号进行模拟变换，实时地在显示器 23 上显示例如人体等生物体 2 内的距离门 RG 的超声波图像。DSC21 具备：三维图像数据制作部 24、三维信息取得部 25、三维音响输出部 26、着色部 27 及显示部 28。在 DSC21 上连接有显示器 23。

三维图像数据制作部 24 对从扫描收发波部 20 输出的多普勒信号进行数字变化，并将例如预先设定的扫描期间的数字多普勒信号存储到存储部 22，取得多张断层图像获得数据（堆栈数据）。然后，三维图像数据制作部 24 对多张断层图像获得数据（堆栈数据）进行重构，例如制作人体等生物体 2 内的距离门 RG 的三维超声波图像数据（体数据）。

三维信息取得部 25 对应上述三维角度校正速度向量化部 8。三维信息取得部 25 取得血流等被检体 4 的速度（血流速度）即向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ ，作为包含由三维图像数据制作部 24 制作的三维超声波图像数据中的特定部位即例如人体等生物体 2 内的距离门 RG 中的血流等被检体 4 的至少三维的流动方向在内的三维流体信息。三维信息取得部 25 基于表示三维超声波图像数据中的血流等被检体 4 的三维的流动方向及其血流量的流体向量数据，取得向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ 。另外，三维信息取得部 25 取得血流等被检体 4 的紊流度、搏动，作为三维流体信息。

在此，说明表示血流等被检体 4 的现金流量的流体向量数据的范数 N 等的计算。

在超声波多普勒法中，把超声波波束方向与被检体 4 的血流方向所成的夹角称为多普勒角。在基于超声波多普勒法的血流速度测量中，检测的多普勒偏移频率与血流速度和多普勒角之间的余弦积成比例，依赖于多普勒

角度。还有，把测量多普勒角度并求出血流速度的绝对值称为多普勒角度校正。因此，表示血流等被检体 4 的流量的流体向量数据的范数（流速速度）等的计算使用多普勒角度校正。

那么来说明多普勒角度的校正。

如图 3 所示，设夹着包含血流等被检体 4 的距离门 RG 的高度（仰角）和方位（方位角）之间的 4 个方向的角度全部以相同的角度 ϕ 相等。另外，在 4 个超声波波束的正中央存在有包含被检体 4 的距离门 RG。设在距离门 RG 中均匀地流动有血流。

高度和方位之间的 4 个方向的角度（以下称为仰角）较小。因此，设基于扫描超声波波束时的振动角度从中心 G 到各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 的反射点 $r_1 \sim r_4$ 的各距离相等。仰角 ϕ 预先已知。

此外，各个接收波束 $F_1 \sim F_4$ 的方向设为即使在距离门 RG 的中心也朝向同一方向。用向量表示各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 。

首先，参照图 5 说明二维断面中的计算方法。

各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 分别通过各超声波探头 1 的 4 处的各超声波振子 6-1~6-4 进行接收。扫描收发波部 20 对超声波探头 1 的多个超声波振子进行例如电子的扫描，从各超声波振子 6-1~6-4 的各输出信号中检测多普勒信号。三维信息取得部 25 基于由各超声波振子 6-1~6-4 接收的各多普勒信号进行下述运算。

设各接收波束 $F_1 \sim F_4$ 的标量为 $f_1 \sim f_4$ 。设表示血流等被检体 4 的流量的流体向量即未知的血流向量为 F_0 。 f_0 表示作为血流向量 F_0 的标量的血流速度即向量范数 N 。另外，设角度 θ 为方位角。在此，

$$f_1 = f_0 * \sin(\pi/2 - \theta + \phi)$$

$$f_2 = f_0 * \sin(\pi/2 - \theta - \phi)$$

如果用其他的方式表达，则为

$$f_1 = f_0 * \cos(\theta - \phi)$$

$$f_2 = f_0 * \cos(\theta + \phi)。$$

展开上述表达式，则有

$$f_1 = f_0 * (\sin \theta * \cos \phi - \cos \theta * \sin \phi)$$

$$f_2 = f_0 * (\sin \theta * \cos \phi + \cos \theta * \sin \phi)。$$

于是有

$$\tan \theta = \{(f_1 + f_2) / (f_2 - f_1)\} * \tan \phi,$$

因此可以通过下式求出方位角 θ 。

$$\theta = \tan^{-1} \{ (f_1 + f_2) / (f_2 - f_1) \} * \tan \phi$$

另外，通过下式求出角度校正后的血流等被检体 4 的流速 f_0 。

【数式 2】

$$f_0 = \frac{1}{2} * \sqrt{\frac{(f_2 + f_1)^2}{\cos^2 \phi} + \frac{(f_2 - f_1)^2}{\sin^2 \phi}}$$

将其展开为三维，则可以求出

【数式 3】

$$\theta_a = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(f_2 + f_1)^2}{\cos^2 \phi} + \frac{(f_2 - f_1)^2}{\sin^2 \phi}} \quad \theta_a = \tan^{-1} \left[\frac{f_2 + f_1 * \tan \phi}{f_2 - f_1} \right]$$

$$f_e = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(f_4 + f_3)^2}{\cos^2 \phi} + \frac{(f_4 - f_3)^2}{\sin^2 \phi}} \quad \theta_e = \tan^{-1} \left[\frac{f_4 + f_3 * \tan \phi}{f_4 - f_3} \right]$$

即，如图 6 至图 7 所示，使用二维方法分别计算从各接收波束 F_1 、 F_2 到方位方向的断面(X-Z 平面)、从各接收波束 F_3 、 F_4 到高度方向的断面(Y-Z 平面)的投影向量。

结果，求得三维的血流向量 F_0 的流速 f_0 。

【数式 4】

$$\vec{f}_0 = (f_a * \cos \theta_a, f_e * \cos \theta_e, f_e * \sin \theta_e) \text{ or } (f_a * \cos \theta_a, f_e * \cos \theta_e, f_a * \sin \theta_a)$$

$$|f_0| = \sqrt{f_e^2 + (f_a * \cos \theta_a)^2} \quad \text{or} \quad \sqrt{f_a^2 + (f_e * \cos \theta_e)^2}$$

三维信息取得部 25 取得由以距离门 RG 为始点的三维的血流向量 F_0 表示的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 ，即向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ ，作为三维流体信息。仰角 ϕ 为预先已知。

三维音响输出部 26 对应上述速度向量变换处理部 9。三维音响输出部 26 获取作为由三维信息取得部 25 取得的距离门 RG 中的三维流体信息的血流等被检体 4 的向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ 。三维音响输出部 26 根据向量范数 N 、方位角 θ 和仰角 ϕ ，将来自扫描收发波部 20 的多普勒信号音响变换为三维空间的多普勒音并输出。在三维音响输出部 26 上连接有多个扬声器 29-1~29-n。这些扬声器 29-1~29-n 例如配置在二维或三维空间。

图 9 表示各扬声器 29-1~29-n 配置的一例。设置有超声波多普勒诊断

装置主体 30。诊视床 31 与超声波多普勒诊断装置主体 30 相邻地配置。超声波多普勒诊断装置主体 30 的前侧存在有医师等操作者 32。在诊视床 31 上载有患者等被检体 33。医师等操作者 32 将超声波探头 1 对准被检体 33。

多个扬声器 29-1~29-n 配置于包围超声波多普勒诊断装置主体 30、操作者 32、诊视床 31 及诊视床 31 上的被检体 33 的三维空间。多个扬声器 29-1~29-n 例如在以医师等操作者 32 的座位位置为中心的多个圆周上等间隔的配置。各扬声器 29-1~29-n 在以操作者 32 的座位位置为中心的球面上配置。配置有各扬声器 29-1~29-n 的各圆周，例如使其半径不同或位置不同。各扬声器 29-1~29-n 的个数例如为 60 个。

三维音响输出部 26 基于作为三维流体信息的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 、仰角 ϕ ，使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。由此，医师等操作者 32 通过听取至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 的鸣动，来听取与通过以距离门 RG 为始点的三维的血流向量 F_0 表示的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 、仰角 ϕ 相对应的音响 S。

在这种情况下，三维音响输出部 26 能够组合改变根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 、仰角 ϕ 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的三维的多普勒音的声压、相位差或频率特性中的至少一个、或者声压、相位差或频率特性中的至少两个。

例如，三维音响输出部 26 根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 ，使三维的多普勒音的至少频率特性、声压或混响量中的至少一个变化，使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。

另外，三维音响输出部 26 根据方位角 θ ，使三维的多普勒音的至少声压或相位差中的至少一个变化，使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。其中，在根据方位角 θ 使相位差变化的情况下，三维音响输出部 26 在两个扬声器例如扬声器 16-1、16-2 之间赋予相位差，来鸣动多普勒音。

在此，在根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 、仰角 ϕ 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动的方式中，有以下的第一至第三的音响方式。

第一音响方式是，通过三维音响输出部 26 使根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的频率可变。

即，三维音响输出部 26 例如在血流速度 f_0 快时增高频率，在血流速度 f_0 慢时降低频率。

根据血流速度 f_0 使频率可变的方法，例如有两种方法。

第一方法是，对频谱的血流速度 f_0 的最大流速 V_p 或平均流速 V_m 施加频率调制(FM 调制)。通过该频率调制使血流速度 f_0 与频率一致。进而，变换频率的总功率，制作包络线，施加振幅调制(AM 调制)。

第二方法是，通过三维音响输出部 26，以例如频率 400Hz 的正弦波或白噪音作为声源，根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 对这些正弦波或白噪音施加振幅调制。

例如，三维音响输出部 26 使用以多普勒信号的波形的包络线施加了振幅调制(AM 调制)的噪音例如白噪音作为声源。

另外，三维音响输出部 26 基于多普勒信号波形的中心频率和离散对正弦波或白噪音进行滤波，对利用该滤波生成的信号以多普勒信号的波形的包络线施加振幅调制(AM 调制)来作为声源使用。

此外，三维音响输出部 26 不限于施加振幅调制，也可以施加 FM 调制。

图 10 表示根据多普勒信号施加 FM 调制的一例子。图 11 表示根据多普勒信号对正弦波施加 AM 调制的一例。图 12 表示根据多普勒信号使用白噪音施加 AM 调制的一例。

并且，三维音响输出部 26 使根据方位角 θ 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压可变。三维音响输出部 26 例如在方位角 θ 变大时增大声压，在方位角 θ 变小时减小声压。三维音响输出部 26 特别是在基于血流速度 f_0 的频率例如为 800Hz 以上时使声压可变。

图 13 表示使相对于方位角 θ 配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压的控制方法的一例。例如，增大相对于操作者 32 配置于左侧的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 的声压，并减小配置于左侧的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 的声压。

相反，减小相对于操作者 32 配置于左侧的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 的声压，并增大配置于左侧的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 的声压。另外，配置于左侧的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 的声压的差，需要为正弦波例如 20dB 以上。

另外，三维音响输出部 26 使根据仰角 ϕ 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的频率特性变化。图 14 表示相对以仰角 ϕ 为参数的频率使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压的控制方法的一例。例如，在仰角 ϕ 如 90° 等较大时，三维音响输出部 26 通过低频带减小声压来使各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。另外，在仰角 ϕ 如 90° 等较大时，三维音响输出部 26 变化为通过高频带增大声压的频率特性，来使各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。

另外，三维音响输出部 26 在仰角 ϕ 如 0° 等较小时，变化为通过低频带增大声压并通过高频带减小声压的频率特性，使各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。此外，前者以频率为 1.4KHz，灵敏度较大。

接着，第二音响方式是，通过三维音响输出部 26 使根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压可变。三维音响输出部 26 例如在血流速度 f_0 快时增大声压，在血流速度 f_0 慢时减小声压。

另外，也可以是，三维音响输出部 26 使根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声音的混响量变化。

并且，三维音响输出部 26 使根据方位角 θ 而使相对于操作者 32 配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的相位差可变。配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 之间的相位差例如为频率 800Hz 以下。

相位差的计算方法如下所示。设显示器 23 与操作者 32 的眼部之间的距离为 r_a (例如 100cm)、音速为 C ($=34000\text{cm/s}$)、从操作者 32 的头部中心到耳部之间的距离为 H (例如 12cm)。通过下表表示频率 f 、波长 λ 以及 $\Delta r_a / \lambda$ 之间的关系的一例。

【表一】

频率 f	波长 λ	$\Delta r / \lambda$
100Hz	340cm	1/40
1KHz	34cm	1/4
10KHz	3.4cm	3

存在基于相位差的方位可分离区域的限制，如下所示。

$$-\pi < 2\pi * \Delta ra / \lambda < \pi$$

在二维平面中相位差的计算如下式所示。

【数式 5】

$$\Delta r = \sqrt{r^2 + H^2 + 2*r*H*\cos\theta} - \sqrt{r^2 + H^2 - 2*r*H*\cos\theta}$$

三维音响输出部 26 也可以使用例如正弦波信号或噪音作为声源。

另外，三维音响输出部 26 在根据仰角 ϕ 使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时变化成上述图 14 所示那样的频率特性，控制各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压。

接着，第三音响方式是，通过三维音响输出部 26 使根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 （向量范数 N）而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的频率可变。三维音响输出部 26 例如在血流速度 f_0 快时增高频率，在血流速度 f_0 慢时降低频率。

并且，三维音响输出部 26 使根据方位角 θ 而使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压可变。；例如如图 13 所示，三维音响输出部 26 控制使相对于方位角 θ 配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压。

另外，三维音响输出部 26 使根据方位角 θ 而使相对于操作者 32 配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的相位差可变。配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 之间的相位差例如为频率 800Hz 以下。相位差的计算方法如上面所述那样。

另外，三维音响输出部 26 在根据仰角 ϕ 使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时变化成如上述图 14 所示那样的频率特性，控制使各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压。

多个扬声器 29-1~29-n 不限于配置于包围超声波多普勒诊断装置主体 30、操作者 32、诊视床 31 及诊视床 31 上的被检体 33 的三维空间。例如，也可以使用相对于医师等操作者 32 左右各配置一个扬声器 16-1、16-n 而构成的双声道（2ch）的空间音响系统，即三维（3D）立体声系统、或使用了 7.1ch 的环绕方式、使用了 5.1ch 的环绕方式。

使用了 7.1ch 的环绕方式例如相对于医师等操作者 32 在正前方、左、右、左后、右后、各侧、低音扬声器上分别使用扬声器来构成。使用了 5.1ch

的环绕方式例如在中央、左、右、左后、右后、低音扬声器上分别使用扬声器来构成。

这样的扬声器 16-1、16-2、...、16-n 的配置中，在使用左右 2ch 的立体声系统例如两个扬声器 16-1、16-n 的情况下，三维音响输出部 26 根据仰角 ϕ 附加使用了空间音响的传送特性的模拟特性，使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。在这种情况下，三维音响输出部 26 根据仰角 ϕ 至少使作为模拟特性的频率特性变化，来使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。另外，三维音响输出系统 26 附加混响（reverberation）使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。

另外，在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下，在仰角 ϕ 的方向没有配置扬声器。由此，三维音响输出部 26 根据仰角 ϕ 至少使作为模拟特性的频率特性变化，使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。另外，三维音响输出部 26 附加混响使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。

在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下，三维音响输出部 26 赋予两个扬声器 16-1、16-n 之间与方位角 θ 、仰角 ϕ 对应的相位差并使其鸣动。

在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下，三维音响输出部 26 赋予左右双声道的例如两个扬声器 16-1、16-n 之间增益差并使其鸣动。三维音响输出部 26 基于空间音响数据对上下频率特性进行校正，并赋予给例如两个扬声器 16-1、16-n 之间使其鸣动。由此，能够提高方位角 θ 的方向和仰角 ϕ 的方向之间的辨别能力。

在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下，三维音响输出部 26 使用以多普勒信号的波形的包络线施加了振幅调制（AM 调制）的噪音例如白噪音作为声源。由此，能够提高方位角 θ 的方向和仰角 ϕ 的方向之间的分离性能。

在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下，三维音响输出部 26 基于多普勒信号的波形的中心频率和离散对正弦波或白噪音进行滤波，对由该滤波生成的信号根据多普勒信号的波形的包络线施加振幅调制（AM 调制），来作为声源使用。由此，三维音响输出部 26 能够输出与多普勒信号的频率和血流速度成比例的音响。

三维音响输出部 26 根据由三维信息取得部 25 取得的血流等被检体 4 的紊流度、搏动，使例如声压、频率特性等变化，分别使各扬声器 29-1~

29-n 鸣动。三维音响输出部 26 使例如两个扬声器 16-1、16-n 之间的相位差等变化，分别使各扬声器 29-1~29-n 鸣动。

着色部 27 根据由三维信息取得部 25 取得的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 (向量范数 N)、方位角 θ 、仰角 ϕ 、还有紊流度、搏动等三维流体信息，对由三维图像数据制作部 24 制作的距离门 RG 的三维超声波图像数据中的血流方向进行着色。该着色为，例如将朝向超声波探头 1 的例如血流着色成红色、将远离超声波探头 1 的血流着色成蓝色。

显示部 28 在显示器 23 上显示由三维图像数据制作部 24 制作的距离门 RG 的三维超声波图像数据。显示部 28 在显示器 23 上显示由着色部 27 在血流方向上着色的距离门 RG 的三维超声波图像数据。

接着，说明如上述那样构成的装置的动作。

通过扫描收发波部 20，超声波探头 1 的多个超声波振子被例如电子地扫描。通过依次驱动超声波探头 1 的各超声波振子，来扫描超声波多波束 M。由此，超声波多波束 M 向着包含例如人体等生物体 2 内的血管 3 内流动的血流等被检体 4 的距离门 RG 发送波束。

超声波探头 1 接收来自包含距离门 RG 的区域的反射波，从各超声波振子输出信号。扫描收发波部 20 从接收来自距离门 RG 等的反射波时的各超声波振子的各输出信号中检测多普勒信号。

DSC21 对从扫描收发波部 20 输出的多普勒信号进行数字变换并存储到图像存储器等存储部 22。DSC21 根据显示器 23 的扫描读出存储部 22 中存储的数字多普勒信号，进行模拟变换，并实时地在显示器 23 上显示包含例如人体等生物体 2 内的血管 3 内流动的血流等被检体 4 的距离门 RG 的超声波图像。

即，DSC21 的三维图像数据制作部 24 对从扫描收发波部 20 输出的多普勒信号进行数字变换，通过在存储部 22 中存储例如预先设定的扫描期间的数字多普勒信号，取得多张断层图像获得数据（堆栈数据）。三维图像数据制作部 24 通过对多张断层图像获得数据进行重构，制作例如人体等生物体 2 内的距离门 RG 的三维超声波图像数据（体数据）。

三维信息取得部 25 取得由三维图像数据制作部 24 制作的三维超声波图像数据中的距离门 RG 中的血流等被检体 4 的三维流体信息即流体向量数

据, 该流体向量数据表示三维超声波图像数据中的血流等被检体 4 的三维流动方向及血流等被检体 4 的血流量。具体而言, 三维信息取得部 25 基于由各超声波振子 16-1~16-4 接收的各多普勒信号, 取得血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 、仰角 ϕ 作为三维流体信息。另外, 三维信息取得部 25 取得血流等被检体 4 的紊流度、搏动作为三维流体信息。

三维音响输出部 26 受理作为由三维信息取得部 25 取得的距离门 RG 中的三维流体信息的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 (向量范数 N)、方位角 θ 、仰角 ϕ , 并根据这些血流速度 f_0 (向量范数 N)、方位角 θ 和仰角 ϕ , 将来自扫描收发波部 20 的多普勒信号音响变换为三维空间的多普勒音, 使多个扬声器 29-1~29-n 鸣动。

例如, 如图 9 所示, 如果将表示血流等被检体 4 的三维流动方向及血流等被检体 4 的流量的流体向量数据通过以距离门 RG 为始点的三维的血流向量 F_0 表示, 则三维音响输出部 26 使多个扬声器 29-1~29-n 与通过三维的血流向量 F_0 表示的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 (向量范数 N)、方位角 θ 和仰角 ϕ 相对应地鸣动。

在此情况下, 三维音响输出部 26 例如, 增大配置于三维的血流向量 F_0 的向量方向的扬声器 29-1~29-n 的声压, 并且随着三维的血流向量 F_0 的向量方向上的三维方向距离变大而减小扬声器 29-1~29-n 的声压。由此, 医师等操作者 32 通过听取至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 的鸣动, 来听取与通过以距离门 RG 为始点的三维的血流向量 F_0 表示的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 和仰角 ϕ 相对应的音响 S。

进而, 三维音响输出部 26 能够组合改变根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 、仰角 ϕ 使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的三维的多普勒音的声压、相位差或频率特性中的至少一个、或者声压、相位差或频率特性中的至少两个。

例如, 在第一音响方式中, 三维音响输出部 26 例如在血流速度 f_0 快时增高频率, 在血流速度 f_0 慢时降低频率, 使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。并且, 例如如图 13 所示, 三维音响输出部 26 在方位角 θ 变大时增大声压, 在方位角 θ 变小时减小声压, 使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。

进而，例如如图 14 所示，三维音响输出部 26 在仰角 ϕ 为 90° 等较大时，变化为通过低频带减小声压、通过高频带增大声压的频率特性，使各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。

另外，三维音响输出部 26 在仰角 ϕ 为 0° 等较小时，变化为通过低频带增大声压、通过高频带减小声压的频率特性，使各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。由此，医师等操作者听取基于血流速度 f_0 的频率、基于方位角 θ 的声压、以及基于仰角 ϕ 的频率特性的声音。

在第二音响方式中，三维音响输出部 26 例如在血流速度 f_0 快时增大声压，在血流速度 f_0 慢时减小声压，使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。也可以是，三维音响输出部 26 在根据血流等被检体 4 的血流速度 f_0 使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时，使音响的混响量变化。

并且，三维音响输出部 26 使根据方位角 θ 而使相对于操作者 32 配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的相位差可变。配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 之间的相位差例如为频率 800Hz 以下。

另外，如图 14 所示，三维音响输出部 26 控制根据仰角 ϕ 而使频率特性变化来使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压。由此，医师等操作者听取基于血流速度 f_0 的声压、基于方位角 θ 的相位差、以及基于仰角 ϕ 的频率特性的声音。

在第三音响方式中，三维音响输出部 26 例如在血流速度 f_0 快时增高频率，在血流速度 f_0 慢时降低频率，使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动。并且，如图 13 所示，三维音响输出部 26 控制使相对于方位角 θ 配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压。

另外，三维音响输出部 26 使根据方位角 θ 而使相对于操作者 32 配置于左右的各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的相位差可变。

进而，如图 14 所示，三维音响输出部 26 控制根据仰角 ϕ 使频率特性变化来使各扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的声压。由此，医师等操作者听取基于血流速度 f_0 的频率、基于方位角 θ 的声压或相位差、以及基于仰角 ϕ 的频率特性的声音。

另一方面, 在使用左右 2ch 的立体声系统例如两个扬声器 16-1、16-n 的情况下, 三维音响输出部 26 根据仰角 ϕ 附加使用了空间音响的传送特性的模拟特性, 使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。在此情况下, 三维音响输出部 26 根据仰角 ϕ 至少使作为模拟特性的频率特性变化, 或者附加混响使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。

在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下, 三维音响输出部 26 在例如两个扬声器 16-1、16-n 之间赋予与方位角 θ 、仰角 ϕ 对应的相位差并使其鸣动。另外, 在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下, 三维音响输出部 26 在左右双声道的例如两个扬声器 16-1、16-n 之间赋予增益差, 或者基于空间音响数据对上下频率特性进行校正并赋予给例如两个扬声器 16-1、16-n 之间, 使其鸣动。

三维音响输出部 26 根据由三维信息取得部 25 取得的血流等被检体 4 的紊流度、搏动, 使例如声压、频率特性等变化, 分别使各扬声器 29-1~29-n 鸣动, 或者使例如两个扬声器 16-1、16-n 之间的相位差等变化, 分别使各扬声器 29-1~29-n 鸣动。

着色部 27 根据由三维信息取得部 25 取得的血流等被检体 4 的血流速度 f_0 、方位角 θ 、仰角 ϕ 、还有紊流度、搏动等三维流体信息, 对由三维图像数据制作部 24 制作的距离门 RG 的三维超声波图像数据中的血流方向进行着色。该着色为例如将朝向超声波探头 1 的例如血流着色成红色、将远离超声波探头 1 的血流着色成蓝色。

显示部 28 在显示器 23 上显示由三维图像数据制作部 24 制作的包含例如血管 3 内流动的血流等被检体 4 的距离门 RG 的三维超声波图像数据。显示部 28 在显示器 23 上显示由着色部 27 在血流方向上着色的距离门 RG 的三维超声波图像数据。

根据上述一实施方式, 基于由超声波探头 1 中的各超声波振子 6-1~6-4 检测出的各多普勒信号, 取得血流等被检体 4 的血流速度 f_0 (向量范数 N)、方位角 θ 、仰角 ϕ , 作为距离门 RG 中的三维流体信息, 并组合改变根据这些血流速度 f_0 (向量范数 N)、方位角 θ 、仰角 ϕ 使至少一个扬声器 29-1、29-2、...、或 29-n 鸣动时的三维的多普勒音的声压、相位差或频率特性中的至少一个、或者声压、相位差或频率特性中的至少两个。

由此，在以超声波探头 1 的中心或生物体的距离门 (RG) 为中心的坐标系中，能够以三维空间取得血流方向。例如，如果是第一音响方式，医师等操作者听取基于血流速度 f_0 的频率、基于方位角 θ 的声压、以及基于仰角 ϕ 的频率特性的声音，能够通过听觉以三维空间掌握血管 3 内流动的血流等流体即被检体 4 的流动的血流方向、血流量等。

同样，如果是第二音响方式，医师等操作者听取基于血流速度 f_0 的声压、基于方位角 θ 的相位差、以及基于仰角 ϕ 的频率特性的声音，能够通过听觉以三维空间掌握血管 3 内流动的血流等流体即被检体 4 的流动的血流方向、血流量等。

如果是第三音响方式，医师等操作者听取基于血流速度 f_0 的频率、基于方位角 θ 的声压或相位差、以及基于仰角 ϕ 的频率特性的声音，能够通过听觉以三维空间掌握血管 3 内流动的血流等流体即被检体 4 的流动的血流方向、血流量等。

在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下，三维音响输出部 26 能够根据仰角 ϕ 附加使用了空间音响的传送特性的模拟特性，使两个扬声器 16-1、16-n 鸣动。三维音响输出部 26 能够在例如两个扬声器 16-1、16-n 之间赋予与方位角 θ 、仰角 ϕ 相对应的相位差，使其鸣动。

另外，在使用左右 2ch 的立体声系统的情况下，三维音响输出部 26 在左右双声道例如两个扬声器 16-1、16-n 之间赋予增益差并使其鸣动。三维音响输出部 26 能够基于空间音响数据对上下频率特性进行校正并赋予给例如两个扬声器 16-1、16-n 之间，使其鸣动。

这样也能够通过听觉以三维空间掌握血管 3 内流动的血流等流体即被检体 4 的流动的血流方向、血流量等。

另外，本发明并不限定于上述实施方式，在实施阶段中能够在不脱离发明的宗旨的范围内对结构要素进行变形而具体化。此外，通过适当组合上述实施方式中公开的多个结构要素，能够形成各种发明。例如，可以从实施方式中公开的全部结构要素中删除几个构成要素。另外，也可以适当组合不同实施方式中的结构要素。

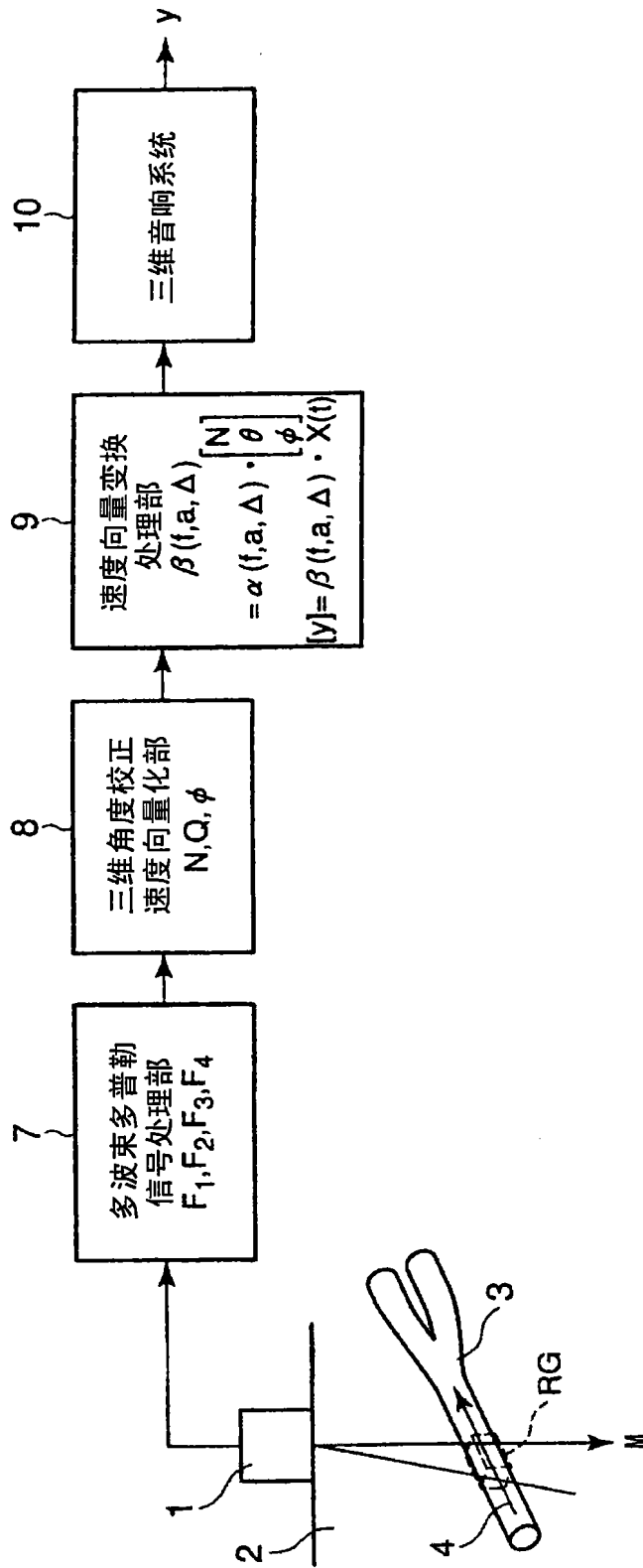


图1

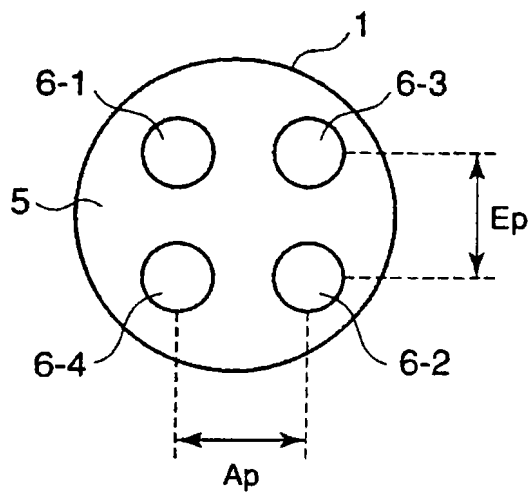


图2

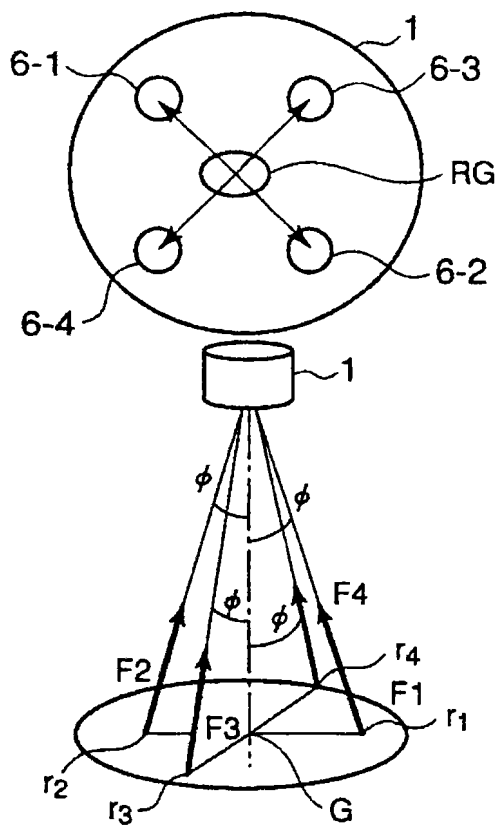


图3

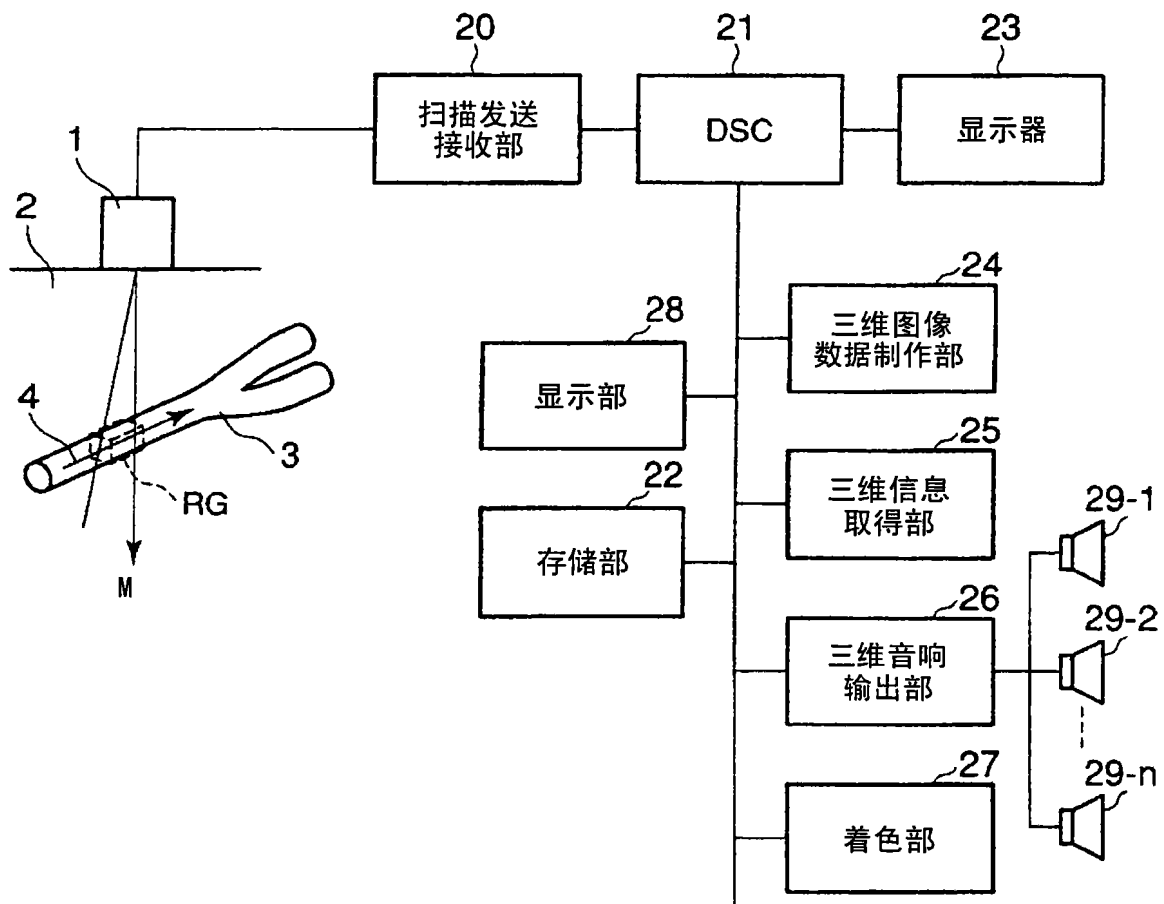


图4

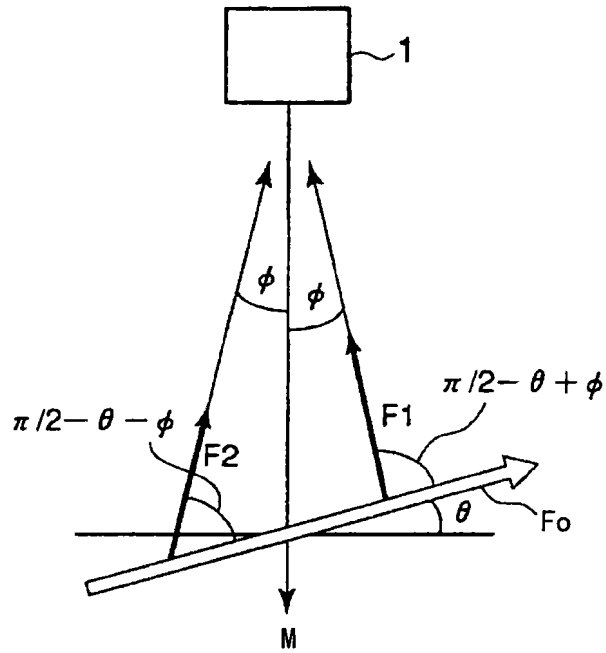


图5

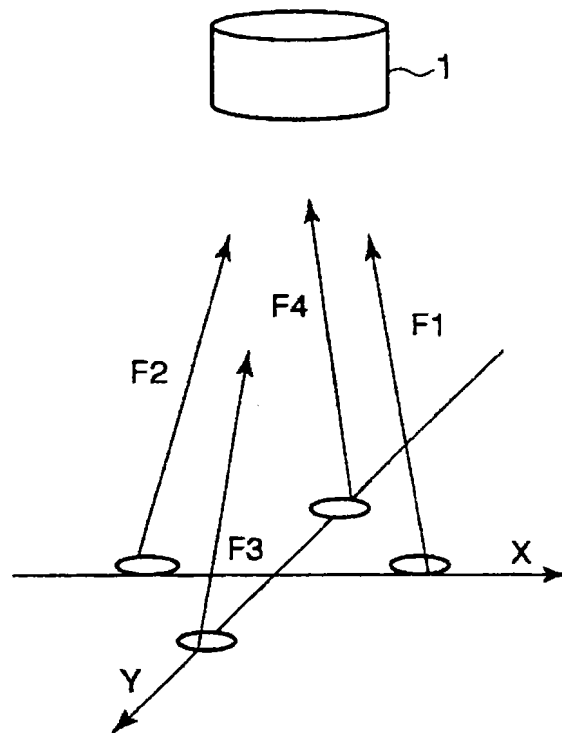


图6

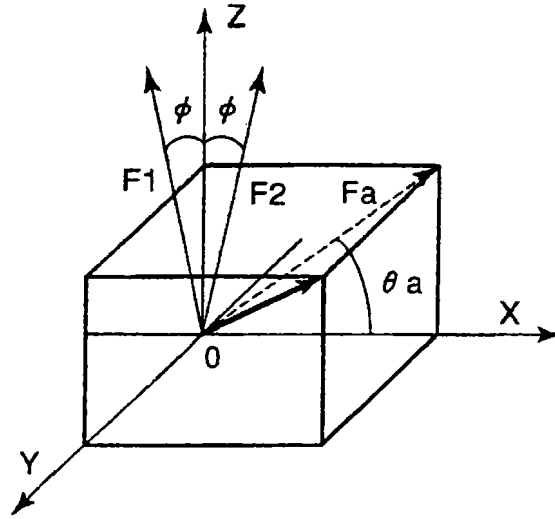


图7

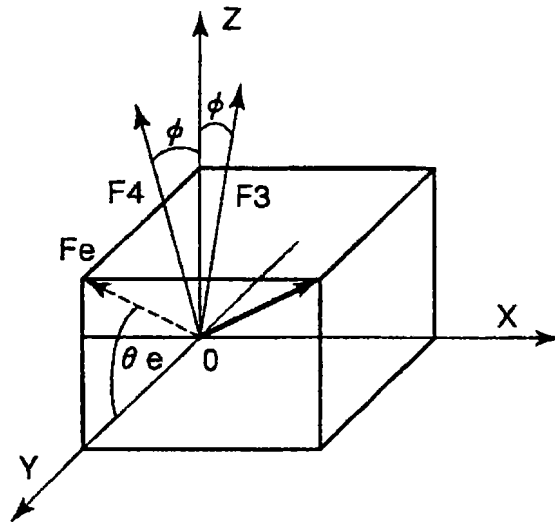


图8

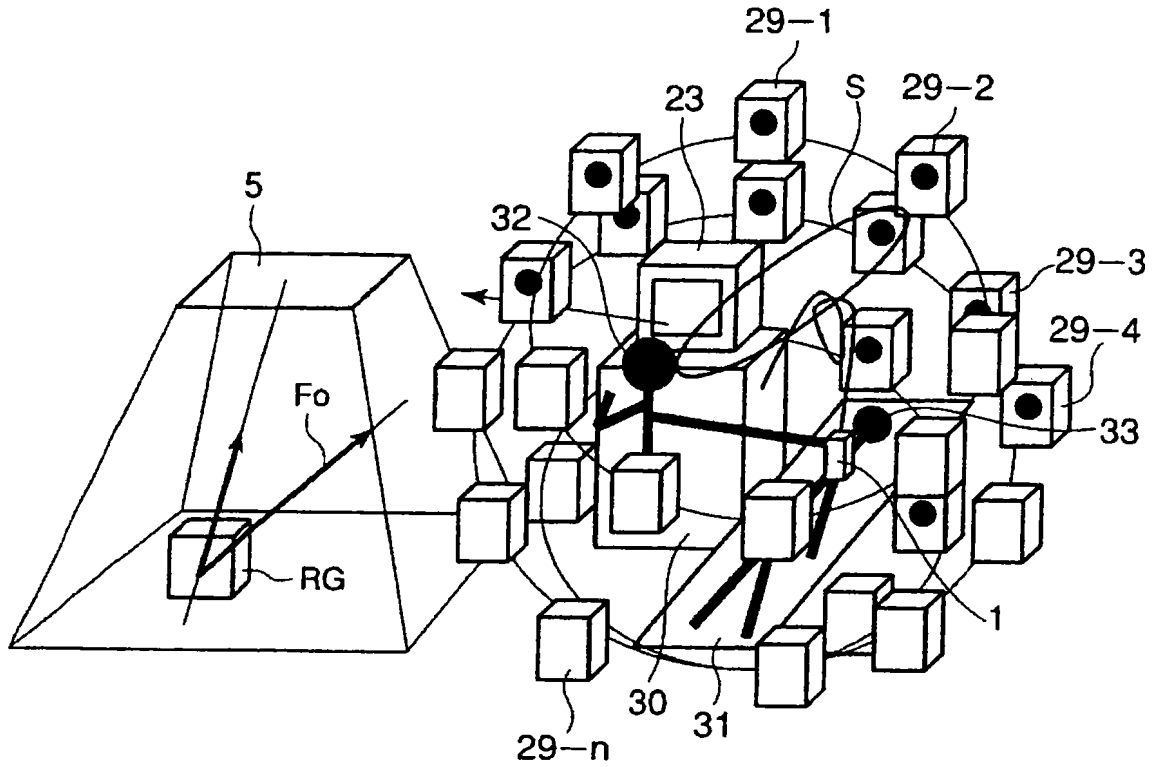


图9



图10



图11



图12

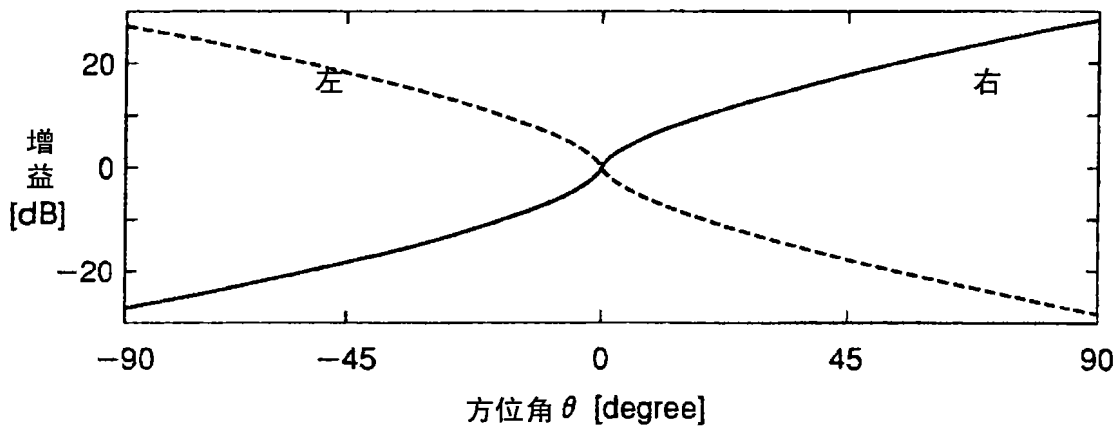


图13

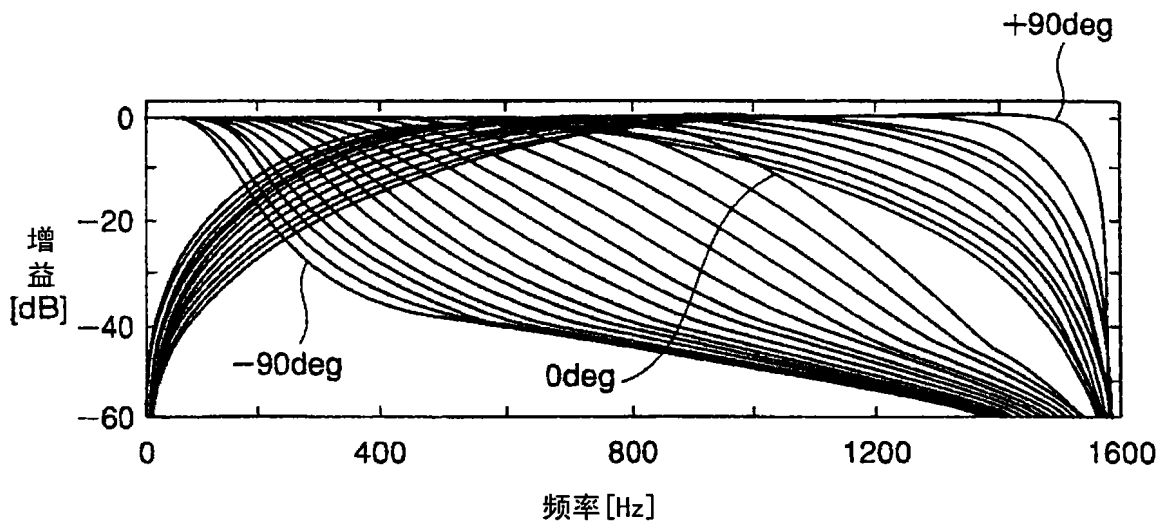


图14

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的音响输出方法		
公开(公告)号	CN101357069A	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	CN200810130057.8	申请日	2008-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	马场达朗 神山直久		
发明人	马场达朗 神山直久		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8984 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/467 G01S15/8993 A61B8/466 A61B8/483		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2007192256 2007-07-24 JP		
其他公开文献	CN101357069B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置及超声波诊断装置的音响输出方法，在以超声波探头的中心或生物体的距离门(RG)为中心的坐标系中，能够以三维空间取得血流方向。通过三维角度校正速度向量化部(8)基于与由二维的超声波探头(1)从距离门(RG)接收的各接收波束(F1~F4)相对应的多普勒信号，取得血流等被检体(4)的速度(血流速度)即范数N、方位角 θ 、仰角 φ ，作为表示血流等被检体(4)的三维的流动方向及其血流量的三维的流体向量数据；通过速度向量变换处理部(9)基于三维的流体向量数据[N, θ , φ]产生三维音响系统用音频输出[y]，使三维音响系统(10)鸣动。

