



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101347342 B

(45) 授权公告日 2012.03.14

(21) 申请号 200810128372.7

审查员 彭燕

(22) 申请日 2008.07.14

(30) 优先权数据

2007-185566 2007.07.17 JP

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 村下贤

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

11314

代理人 程伟 孙向民

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2005-157664 A, 2005.06.16, 全文.

US 6547731 B1, 2003.04.15, 全文.

US 5474073 A, 1995.12.12, 全文.

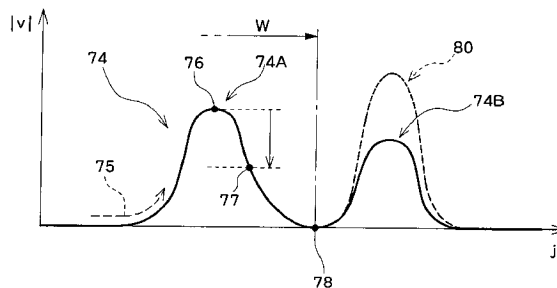
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明涉及一种超声波诊断装置,其参照从活体内的三维空间获得的体积数据形成三维血流图像。沿每条射线应用改进最大值检出方法。从搜索起点开始顺次执行最大值搜索,在满足预定终止条件的时间点,以此时间点检出的最大值作为特定最大值。然后将特定最大值转换成像素值。特定最大值是第一个峰顶,即使第一个峰顶后面存在更高的峰顶仍指定第一个峰顶。通过多个像素值形成三维血流图像。在三维血流图像的两血流互相交叉的部分,优先显示位于前侧的血流。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

向活体内的三维空间发射和接收超声波从而获得原始体积数据的单元;

从原始体积数据去除噪声从而生成血流量数据的生成单元;以及

基于血流量数据形成三维血流图像的图像形成单元,

其中

所述图像形成单元包括:

相对于所述血流量数据设定多条射线的设定单元;

从所述多条射线中的每一条上的搜索起点起搜索第一峰值的搜索单元;

使用在所述多条射线上搜索的多个第一峰值形成三维血流图像的单元;

所述搜索单元执行搜索处理,从所述多条射线中的每条射线上的搜索起点开始顺次地参照每个体素的体素值;以及

在搜索处理中,当参照的体素值最初增加,到达与第一峰的顶点对应的峰值后然后减少时,与所述第一峰的顶点对应的该峰值被确定为所述第一峰值。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

在三维血流图像上,在位于靠近射线的搜索起点的前侧的血流的图像和位于远离射线的搜索起点的更后侧的血流的图像互相交叉的部分,优先表示所述前侧的血流的图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

在三维血流图像上,与血流中心部分周围的外周部分相比,用更高的优先级和更高的亮度表示血流的中心部分。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

生成单元包括:

计算单元,从原始体积数据生成运动体积数据;

识别单元,基于运动体积数据生成用于区分血流部分和噪声部分的识别数据;以及

提取单元,参照识别数据从运动体积数据中提取血流量数据。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中

识别单元指定运动体积数据中包含的多个对象,并参照对象的尺寸识别每个被指定的对象的类型,从而生成识别数据。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中

识别单元对运动体积数据应用三维标记处理来指定多个对象。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

三维血流图像是彩色图像,

沿第一方向流动的血流的图像用第一颜色表示,沿第二方向流动的血流的图像用第二颜色表示,并且

三维血流图像上位于靠近射线的搜索起点的前侧的血流的图像和位于远离射线的搜索起点的后侧的血流的图像互相交叉的部分,优选表示位于前侧的血流的图像,从而防止或减少血流互相交叉部分上出现的第一颜色和第二颜色的混合。

8. 一种在计算机中执行的图像处理方法,用于参照血流量数据形成三维血流图像,该图像处理方法包括:

相对于所述血流量数据设定多条射线;

从所述多条射线中的每一条上的搜索起点起搜索第一峰值,其中从所述多条射线中的每条射线上的搜索起点开始顺次地参照每个体素的体素值,当参照的体素值最初增加,到达与第一峰的顶点对应的峰值后然后减少时,与所述第一峰的顶点对应的该峰值被确定为所述第一峰值;

使用在所述多条射线上搜索的多个第一峰值形成三维血流图像。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,更特别涉及三维血流图像形成技术。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域,超声波诊断装置向活体发射超声波并从那里接收超声波,并以通过超声波的发射和接收获得的接收信号为基础生成超声波图像。典型的超声波图像可以包括二维组织图像和二维血流图像,二维组织图像为黑白图像(B型图像)而二维血流图像为彩色图像。二维血流图像是接收信号中包含的多普勒(Doppler)成分或运动信息(例如速度信息、能量信息等等)的彩色表示。可以参照运动信息形成二维组织图像。通常,二维组织图像和二维血流图像被合成以生成将在显示器上显示的合成图像。

[0003] 近年来,参照通过对活体内的三维空间发射和接收超声波所获得的体积(volume)数据形成三维组织图像的三维超声波诊断装置已被广泛应用。通常,例如,利用体绘制方法形成三维组织图像,该图像是活体内的组织(如器官)的立体表示。同时,可以通过从体积数据提取运动信息获得运动体积数据。这里,运动体积数据指的是运动信息形成的三维数据。通过对运动体积数据进行三维图像处理可以形成三维血流图像。

[0004] JP2005-157664A(参考1)、JP2005-40622A(参考2)、JP2006-51202A(参考3)以及JP2001-17428A(参考4)揭示了可以形成三维超声图像的传统超声波诊断装置。

[0005] 在形成三维血流图像时用亮度等级表示速度或能量的大小的情况中,如果位于前侧的血流是低速血流,位于更后侧的血流是高速血流,则用高亮度表示位于后侧的高速血流,用低亮度表示位于前侧的低速血流,或者只表示后侧的高速血流。因此,作为结果的图像失去了作为三维图像的特征的深度感。如果为防止以上缺点在深度方向上应用权重函数,就不能用正确的方式表示例如速度的运动信息的大小。如此,三维血流图像的形成遇到了特有的问题,这些问题是其固有的,与那些关于三维组织图像的形成的问题不同。

### 发明内容

[0006] 本发明有利地提供一种可以形成具有深度感的三维血流图像的超声波诊断装置。

[0007] 本发明还有利地提供一种可以正确表示血流信息的大小的超声波诊断装置。

[0008] 根据本发明的一个方面,提供了一种超声波诊断装置,包括对活体内的三维空间发射和接收超声波来获得原始体积数据的单元,以及参照血流量数据形成三维血流图像的图像形成单元,其中图像形成单元搜索特定最大值,特定最大值是从相对于血流量数据设定的多条射线中的每一条上的搜索起点起最初找到的第一个峰值,每条射线上的特定最大值与关于每条射线的像素值对应,参照与多条射线对应的多个像素值形成三维血流图像。

[0009] 通过以上结构,参照血流量数据形成三维血流图像时,对每条射线,从搜索起点开始顺次参照像素值(运动信息)以搜索特定最大值(代表值)。更具体地,在每条射线上,把第一个峰值确定为特定最大值,再将特定最大值反映在像素值中。三维血流图像由对

多条射线获得的多个像素值构成。运动信息优选表示正负速度或能量（也就是与速度的绝对值对应的信息）。运动信息可以是多普勒信息，或者可以是二维或三维向量的形式。如果三维血流图像是速度图像，优选地，流的方向用不同的颜色表示，速度的大小用亮度等级表示。搜索起点是设定在视点（射线原点）或设定在远离视点的更后侧的点。视点可以任意设定。

[0010] 根据传统最大值方法，因为在两血流互相交叉的部分无条件地将射线上的绝对最大值成像，所以存在优先表示位于后侧的血流的情况。这导致了失去深度感的问题。根据本发明，另一方面，因为实现了改进的最大值方法；即基本上，因为总是把第一峰值成像，在上述的血流互相交叉的部分可以优先表示前侧的血流，从而可以保留深度感。而且，因为不必沿深度方向应用特殊权重处理，可以用正确的方式表示运动信息。但是，除以上改进方法之外，为了增强立体感等目的，可以沿深度方向应用权重处理。这里，与位于前侧的血流中心对应的第一峰值可以是与顶点对应的值，或顶点附近的局部平均值。

[0011] 优选地，在从每条射线上的搜索起点开始顺次对每个体素执行最大值搜索处理的过程中，当满足预定的终止条件时，将此时检出的最大值视为第一峰值。优选地，预定的终止条件为：在顺次执行最大值搜索处理的过程中，当参照每个体素的体素值时，体素值最初增加然后减少，进一步达到预定的值。

[0012] 如果图形（一系列体素值）上沿射线存在多个峰，则，例如第一峰的顶点与上述的第一峰值对应。但是，当搜索已经进行到这样一点使得搜索点已经越过第一峰的顶点然后下行至负梯度时或当搜索已经进一步进行到这样一点使得搜索点已经到达谷底时，通常可以确定顶点是否与第一峰值对应。在任一情形中，宜设定终止条件使准确无误地指定第一峰顶（即为了不指定成第二个或更后面的峰顶），也尽可能简单和快速地执行搜索操作。宜在指定第一峰顶的时间点终止对于目标射线的搜索操作。

[0013] 优选地，在三维血流图像上，在位于前侧的血流的图像和位于更后侧的血流的图像互相交叉的部分，优先表示前侧血流的图像。优选地，在三维血流图像上，与血流中心部分周围的外周部分相比，用更高的优先级和更高的亮度表示血流的中心部分。当通过第一峰顶确定了像素值，优先显示从视点方向所看到的位于前侧的血流。基于同样的理由，当血流中产生速度（或能量）的分布时，优先表示分布中的最大速度（或最大能量）。即在每条射线上，与血流中心部分周围的外周部分相比，用更高的优先级表示血流的中心部分。

[0014] 优选地，生成单元包括：计算单元，从原始体积数据生成运动体积数据；识别单元，参照运动体积数据生成用于区分血流部分和噪声部分的识别数据；提取单元，参照识别数据从运动体积数据中提取血流体积数据。在三维血流图像中，噪声被成像，很难识别血流的运行状态。因此，在本发明中，生成有效去除或减少了噪声后的血流体积数据，再参照血流体积数据形成三维血流图像。

[0015] 优选地，识别单元指定运动体积数据中包含的多个对象，并参照对象的尺寸识别每个被指定的对象的类型，从而生成识别数据。当参照运动成分区分血流部分和噪声部分有困难的时候，通过这种结构，可以根据这些部分的空间尺寸区分他们。

[0016] 根据本发明的另一方面，提供一种为了参照血流体积数据形成三维血流图像而在计算机中执行的图像处理程序，该图像处理程序包括：搜索特定最大值的模块，该特定最大值是在相对于血流体积数据设定的多条射线的每一条上从搜索起点开始最初找到的第一

峰值；将每条射线上的特定最大值与关于射线的像素值关联的模块；参照与多条射线对应的多个像素值形成三维血流图像的模块。上述的每个模块对应于特定软件功能或用于实现特定功能的程序部分。根据本发明的程序通过存储介质或网络提供，并安装在计算机上。存储介质包括例如 CD-ROM 等介质。这里，上述的计算机是，例如，普通个人计算机或超声波诊断装置。可以参照实时获得的体积数据或参照存储的体积数据形成三维血流图像。

### 附图说明

- [0017] 将参照附图详细描述本发明的优选实施例，其中：
- [0018] 图 1 为表示根据本发明的优选实施例的超声波诊断装置的框图；
- [0019] 图 2 为用于解释生成血流量数据的处理的概念图；
- [0020] 图 3 为用于解释血流量数据和屏幕间的关系的概念图；
- [0021] 图 4 为表示沿射线方向的像素值分布的曲线图（图形）；以及
- [0022] 图 5 为表示形成三维血流图像的处理的流程图。

### 具体实施方式

- [0023] 将参照附图详细描述本发明的优选实施例。
- [0024] 图 1 是表示根据本发明的优选实施例的超声波诊断装置的总体结构的框图。根据本实施例的超声波诊断装置用于医疗领域，包括形成立体表现活体内的血流的三维血流图像的功能。
- [0025] 在本实施例中，3D（三维）探头 10 包括 2D（二维）阵列传感器。2D 阵列传感器包括多个二维排列的传感器元件。通过 2D 阵列传感器形成超声波束并电子扫描该超声波束。已知的电子扫描方法包括电子扇形扫描、电子线性扫描及其他。在图 1 中，符号“ $r$ ”表示与超声波束方向对应的深度方向。符号“ $\theta$ ”和“ $\varphi$ ”表示超声波束的扫描方向。在图示例子中，形成棱锥形回声数据采集区，其为在活体中构建的三维空间。这里，可以用 1D 阵列传感器和用于机械扫描 1D 阵列传感器的机械装置代替 2D 阵列传感器。
- [0026] 单元 12 用作发射波束形成发射器和接收波束形成接收器。单元 12 在发射时向 2D 阵列传感器提供多个平行发射信号，从而形成发射波束。在接收的时候，通过向单元 12 输出多个平行接收信号的 2D 阵列传感器接收来自活体内的反射波。然后单元 12 对多个接收信号执行相位调整和求和处理，从而电子地形成接收波束。在这种情形中应用了接收动态聚焦技术。根据本实施例，把进行了波束调整和求和后的接收信号（波束数据）输出至信号处理单元 14 和速度计算单元 22。这里，可以分别形成用于形成三维组织图像的超声波束和用于形成三维血流图像的超声波束。
- [0027] 信号处理单元 14 是为了形成三维组织图像而执行信号处理的模块，具有诸如检测处理、对数压缩处理等功能。将信号处理后的波束数据存储于 3D 存储器 16 中。这里，对 3D 存储器 16 存储和读取数据时，执行坐标变换处理。在本实施例中，三维组织图像形成单元 18 通过使用不透明度的体绘制方法根据存储在 3D 存储器 16 中的体积数据形成三维组织图像。更具体地，相对于体积数据设定多条射线，对每条射线沿射线顺次重复体素计算，从而确定像素值。将三维组织图像的图像数据输出至显示处理单元 20。再提供图像数据至显示三维组织图像的显示单元 42。

[0028] 现在将详细描述用于形成三维血流图像的处理。三维血流图像与上述的三维组织图像分开或组合显示。

[0029] 本实施例中的速度计算单元 22 包括正交检测器、低速运动去除滤波器、自相关运算器、速度运算器等等。具体地,速度计算单元 22 具有计算接收信号中包含的作为一类运动信息的速度信息的功能。更具体地,速度计算单元 22 提取接收信号中包含的多普勒成分,对多普勒成分应用自相关运算,并从自相关结果进一步计算速度(平均速度)。这种情况下获得的速度具有正号或负号。对每个体素计算速度信息。尽管本实施例中获得速度作为运动信息,但是也可以计算能量(或速度的绝对值)。进一步,虽然本实施例中获得沿波束方向的速度信息,但是可以计算二维速度向量或三维速度向量。

[0030] 把从速度计算单元 22 输出的速度数据存储在 3D 存储器 24 中。然后,在对 3D 存储器 24 写入或读取数据时,执行坐标变换。在这种情形下,执行从  $r \theta \varphi$  坐标系到 XYZ 坐标系的坐标变换。3D 存储器 24 具有与上述的活体内的三维空间对应的存储空间。3D 存储器 24 存储速度体积数据(运动体积数据),其形成为作为体素数据的速度数据的集合。这里,下文将要描述的 3D 存储器 28、32 和 36 中的每一个优选具有与 3D 存储器 24 类似的存储空间并具有缓冲存储器的功能。

[0031] 二值化处理单元 26 是对存储在 3D 存储器 24 中的速度体积数据执行二值化处理的模块。具体地,执行用 0(无效值)置换小于预定阈值的体素值、用 1(有效值)置换大于或等于预定阈值的体素值的处理。作为结果,只指定作为血流候选的体素值。进行此二值化处理后的体积数据是二进制体积数据,二进制体积数据也是一种运动体积数据。将二进制体积数据存储在 3D 存储器 28 中。

[0032] 标记处理单元 30 对二进制体积数据应用三维标记处理,如将参照图 2 所述。具体地,标记处理单元 30 提取具有体素值 1 的体素集合(也就是对象)。通常,三维空间内存在多个血流和多个噪声,指定多个对象作为标记处理的结果。每个对象由多个互相空间耦合的体素构成。在本实施例中,这些体素具有体素值 1。尽管可以提取由一个孤立体素构成的对象,但这样的对象是噪声,不必提取。进一步,可以定义形成对象的体素的最小数目。这里,三维标记处理本身是已知技术。将三维标记处理作用后的体积数据或处理结果数据存储在 3D 存储器 32 中。

[0033] 这里,通过标记处理,对每个对象分配对象编号,对构成每个对象的体素的数目计数以获得计数值。对象编号和计数值构成对象属性信息。

[0034] 屏蔽数据生成单元 34 从 3D 存储器 32 读出体积数据和作为三维标记处理结果获得的属性信息,并执行用于识别每个对象的类型的处理。即,屏蔽数据生成单元 34 识别每个对象是血流(将被成像的对象)还是噪声(将不被成像的对象)。更具体地,屏蔽数据生成单元 34 将每个对象的体素数目与预定的基准值比较,并将体素数目小于基准值的对象确定为噪声,将体素数目大于或等于基准值的对象确定为血流。通常在三维空间内,噪声的体积尺寸小于血流的体积尺寸。因此,尽管根据速度的大小区分噪声和血流是困难的,但是可以根据空间尺寸的不同来区分噪声部分和血流部分。为了此识别,需要参照上述的三维标记处理获得的计数值,即体积尺寸。

[0035] 屏蔽数据生成单元 34 为每个对象生成表示该对象是血流还是噪声的识别结果的识别数据(屏蔽数据)。屏蔽数据是三维体积数据,是能够用于空间地识别对应于噪声的部

分和对应于血流的部分的基准数据。

[0036] 这里,如果在下文中将说明的门处理中进行噪声去除,则可以生成识别与噪声对应的对象的屏蔽数据,但是如果在门处理中进行血流提取,则可以生成识别与血流对应的对象的屏蔽数据。将屏蔽数据生成单元 34 生成的屏蔽数据存储于 3D 存储器 36 中。

[0037] 门处理单元 38 通过使用上述的屏蔽数据对从 3D 存储器 24 中读取的运动体积数据应用血流提取处理(和/或噪声去除处理),并作为结果生成基本只表示血流的体积数据;也就是接着被提供至三维血流图像形成单元 40 的血流体积数据。

[0038] 本实施例中,三维血流图像形成单元 40 通过最大值方法生成三维血流图像。但是如在下文中将参照图 3 至 5 所具体描述的,在本实施例中应用改进的最大值方法。通过根据本实施例的改进最大值检测方法,在多条血流互相交叉的部分,可以优先表示从视点所见位于前侧的血流,该血流是离视点较近的血流,或者可以优先表示血流中的高速成分,这样可以不失去深度感而有利地形成清晰的三维血流图像。

[0039] 显示处理单元 20 具有色彩处理功能、图像合成功能等等。显示处理单元 20 输出根据用户设定的显示模式选择的图像信息,并把图像信息提供至显示单元 42。在本实施例中,将三维组织图像显示为黑白图像,而将三维血流图像显示为彩色图像。三维血流图像是速度图像,其中用红色表示接近探头的血流,用蓝色表示离开探头的血流,还通过各自颜色的亮度表示不同的速度。显示处理单元 20 执行这种色彩处理。如上所述,由于在多个血流互相交叉的部分优先表示从视点所见位于前侧的血流,可以消除或减轻诸如失去深度感和在血流互相交叉的部分红色和蓝色不自然混合的问题。而且,由于在下文将描述的方法,能够优先表示血流中心部分最高速度的流,所以能够用清晰的方式有利地表示每个血流的状态。

[0040] 理所当然,同样可以将根据本发明的方法应用于能量图像被显示为三维血流图像的情形中。例如将能量图像形成为红色图像,在图像中通过亮度表示能量的大小。在任一种情形中,可以形成有效降低了其中的噪声、尤其是由于超声波的干涉等形成的不良杂波的三维血流图像。

[0041] 执行图 1 所述的每个单元的操作控制的控制单元 44 由 CPU 和操作程序构成。操作面板 46 连接至操作单元 44。操作面板 46 包括键盘和跟踪球,并由用户操作设定操作条件和参数。这里,二值化处理单元 26、标志处理单元 30、屏蔽数据生成单元 34、门处理单元 38、三维图像形成单元 40、显示处理单元 20 等等中的每一个的功能实质上都可以实现为软件功能。也可以把存储于 3D 存储器 24 中的信息输出至外部个人计算机中,并在个人计算机上执行上述的处理,由此来形成三维血流图像。

[0042] 可将 3D 存储器 24 和 16 的每个均形成为具有环形缓冲结构的电影存储器。可将三维血流图像形成为基于固定时间周期中存储的时序体积数据的动态图像。

[0043] 图 2 概念性地显示了生成血流体积数据的处理。附图标记 50 代表速度体积数据。在此例中,在三维空间内存在与血流对应的部分 52 和 54 以及与噪声对应的部分 56、58、60 和 62。

[0044] 对速度体积数据 50 应用二值化处理 and 之后的三维标志处理的结果,通过附图标记 64 进行了图示说明。通过二值化处理,对形成上述的部分 52、54、56、58、60 和 62 中的每一部分的每个体素赋值 1,对其他体素赋值 0。更具体地,在二值化处理中,设定预定阈值,

将小于阈值的体素值替换成 0, 将大于或等于阈值的体素值替换成 1, 从而可以从要处理的对象中有利地排除静止对象和低速对象。依照要求, 可对二值化的体积数据应用多种滤波处理操作。然后, 通过标志处理指定空间存在的多个对象 52A、54A、56A、58A、60A 和 62A。这里, 每个对象都是空间上连续并且值为 1 的体素的集合。单独体素构成的对象也可被识别。将对象编号 #1 至 #6 按预定顺序分配给各自的对象。而且, 对形成每个对象的体素数目计数。即在三维标志处理中, 在提取对象的时候, 执行对形成对象的体素的计数, 并将作为结果的计数值存储为表示对象体积尺寸的属性信息。

[0045] 如上所述, 考虑到血流对象通常具有较大的体积尺寸而噪声对象通常具有较小的体积尺寸, 可以区分血流部分和噪声部分。在图 2 所示的例子中, 识别了 4 个噪声部分, 这些噪声部分形成三维屏蔽数据 66。在这种情形中, 指定分别被分配了对象号 #1、#2、#5 和 #6 的部分 56A、58A、60A 和 62A。

[0046] 一旦如上所述生成三维屏蔽数据, 令三维屏蔽数据 66 对速度体积数据作用, 更具体地, 在三维屏蔽数据和速度体积数据间进行逻辑运算, 从而除去速度体积数据 50 中包含的噪声部分 56、58、60 和 62, 这样可以生成去除了噪声的血流体积数据 68。血流体积数据 68 基本只包括与血流对应的部分 52 和 54。因此, 通过执行基于血流体积数据的绘制处理, 可以提供有效减少了噪声的三维血流图像, 或者清晰地表示了血流。

[0047] 虽然在图 2 所示的例子中通过三维屏蔽数据 66 将部分 56A、58A、60A 和 62A 识别成要排除的对象, 但是也可以应用其他不同的方法配置三维屏蔽数据 66。例如, 可以配置用于提取血流部分的三维屏蔽数据。在任一情况下, 生成可用于实现去除噪声部分并提取血流部分的控制数据。

[0048] 现在将参照图 3 至图 5 描述形成三维血流图像的处理。

[0049] 图 3 显示了血流体积数据 68。把将在下文描述的改进最大值检测方法应用至血流体积数据 68。首先, 相对于血流体积数据 68 设定多条虚拟射线 (视线)。这里, 可在任意位置设定视点 72。在图 3 所示的例子中, 只显示了一条代表射线 70。多条射线可以彼此平行或不平行。对每条射线, 执行将在下文描述的运算来确定一个像素值。通过在屏幕 74 上映射为多条射线获得的多个像素值, 可以形成三维血流图像。

[0050] 现在, 参照射线 70, 在射线 70 上从视点 72 开始按体素的顺序顺次地获得体素值。即, 执行最大值搜索处理。这里, 体素值最好是速度的绝对值, 目的是无论流的方向如何 (也就是无论是正号还是负号) 都指定前侧的血流。在图 3 所示的例子中, 射线 70 穿透与血流对应的部分 52 和与血流对应的部分 54, 并与屏幕 74 上的特定地址  $P_i$  关联。

[0051] 图 4 在图形中显示上述的射线上存在的连续的体素值。水平轴的左端表示视点或搜索起点, 从视点向右的方向表示深度方向。进一步, 垂直轴表示体素值的大小, 其为本实施例中的速度绝对值。具体地, 虽然, 在图像的实际显示中, 用根据考虑了正号或负号的流的方向而定的颜色表示每个血流, 但是在指定位于前侧的血流的峰顶的时候不应该考虑符号, 从而参照速度的绝对值。这里, 当体素值对应能量的时候, 为执行最大值的搜索, 直接参照体素值。

[0052] 图 4 所示的图形包括两个峰 74A 和 74B。第一峰 74A 对应图 3 中位于前侧的血流 52, 后面的峰 74B 对应图 3 中位于更后侧的血流 54。一旦从搜索起点开始最大值的搜索, 沿  $j$  方向或附图标记 75 所示的深度方向顺次地参照体素值。再如将在下文中参照图 5 所

述,将当前被参照的体素值与缓存中存储的当前最大值比较。如果当前体素值大于当前最大值,更新缓存中存储的当前最大值,即,将当前体素值写入缓存。通过顺次重复此处理,在把对应于第一峰 74A 的顶点的峰顶 76 的体素值存储进缓存后,缓存值不再更新,参考位置下降峰 74A 的斜率。

[0053] 在本实施例中,如果在搜索过程中体素值增加然后减少,最后到 0;也就是说,如果体素值到达附图标记 78 所示的点,最大值搜索处理完成。在这一时间点,当前存储在缓存中的最大值被确定为特定最大值,再被转换成像素值。在此示例中,第一峰顶 76 的值被确认为特定最大值。

[0054] 因此,不将第二峰 74B 作为搜索对象,因为搜索在第二峰 74B 之前已经完成。因此,在两个血流互相交叉的部分,只显示位于前侧的血流,从而避免了更后侧的血流被不必要成像的问题。

[0055] 虽然在本实施例中,在越过第一峰后发现第一谷的时间点,搜索已经完成,但是搜索还可以在例如位于比峰顶 76 更低一些的预定水平的位置 77 完成。或者,可以计算每一点的斜率,并在当前斜率超过预定值的点终止搜索。

[0056] 本实施例可以提供这样的优点:即使第二峰 80 高于第一峰 74A,也可以可靠地指定第一峰顶 76,第一峰顶 76 是第一峰 74A 的顶点。当然,为了防止错误识别峰顶,也可以参照第二峰或再后面的峰。

[0057] 图 5 用流程图显示了形成三维血流图像的处理。首先,在步骤 S101 中,将 1 赋值给表示射线编号的  $i$ ,并将 1 赋值给表示射线上的步骤编号的  $j$ ;即体素地址。并清除最大值缓存。在 S102 中,确定当前参照的体素值  $d_j$  是否为 0。如果  $d_j$  为 0,则认为当前参照的体素值相对于第一血流位于前侧。然后在步骤 S103 中, $j$  增加 1,在步骤 104 中,确定  $j$  是否为最大值。如果确定  $j$  是最大值,执行步骤 S108 中的处理,目的是终止对于当前关注的射线的处理。另一方面,如果在步骤 S104 中确定  $j$  不是最大值,则过程进行至步骤 S102。

[0058] 如果在步骤 S102 中,确定体素值  $d_j$  不为 0,则执行步骤 S105 中的处理。更具体地,确定当前关注的体素值  $d_j$  是否大于对应当前关注射线的  $j$ -th 缓存值。如果当前关注的体素值  $d_j$  较大,则执行将当前缓存值替换为当前关注的体素值  $d_j$  的更新处理。如果体素值  $d_j$  小于或等于当前缓存值,则不执行这个更新处理。

[0059] 在步骤 S106 中,相对于当前射线确定是否满足终止条件。如图 4 所示,当越过第一峰,再达到体素值 0 时,则确定满足终止条件。或者,可以使用其他终止条件。如果不满足终止条件,则处理进行至步骤 S107,在步骤 107 中  $j$  增加 1,然后重复步骤 105 和后面的步骤。另一方面,如果确定相对于当前关注的射线满足终止条件,则在步骤 108 中确定射线编号  $i$  是否达到最大值。然后,如果确定  $i$  没有达到最大值,则在步骤 S109 中  $i$  增加 1,然后重复上述的步骤 S102 和后面的步骤。

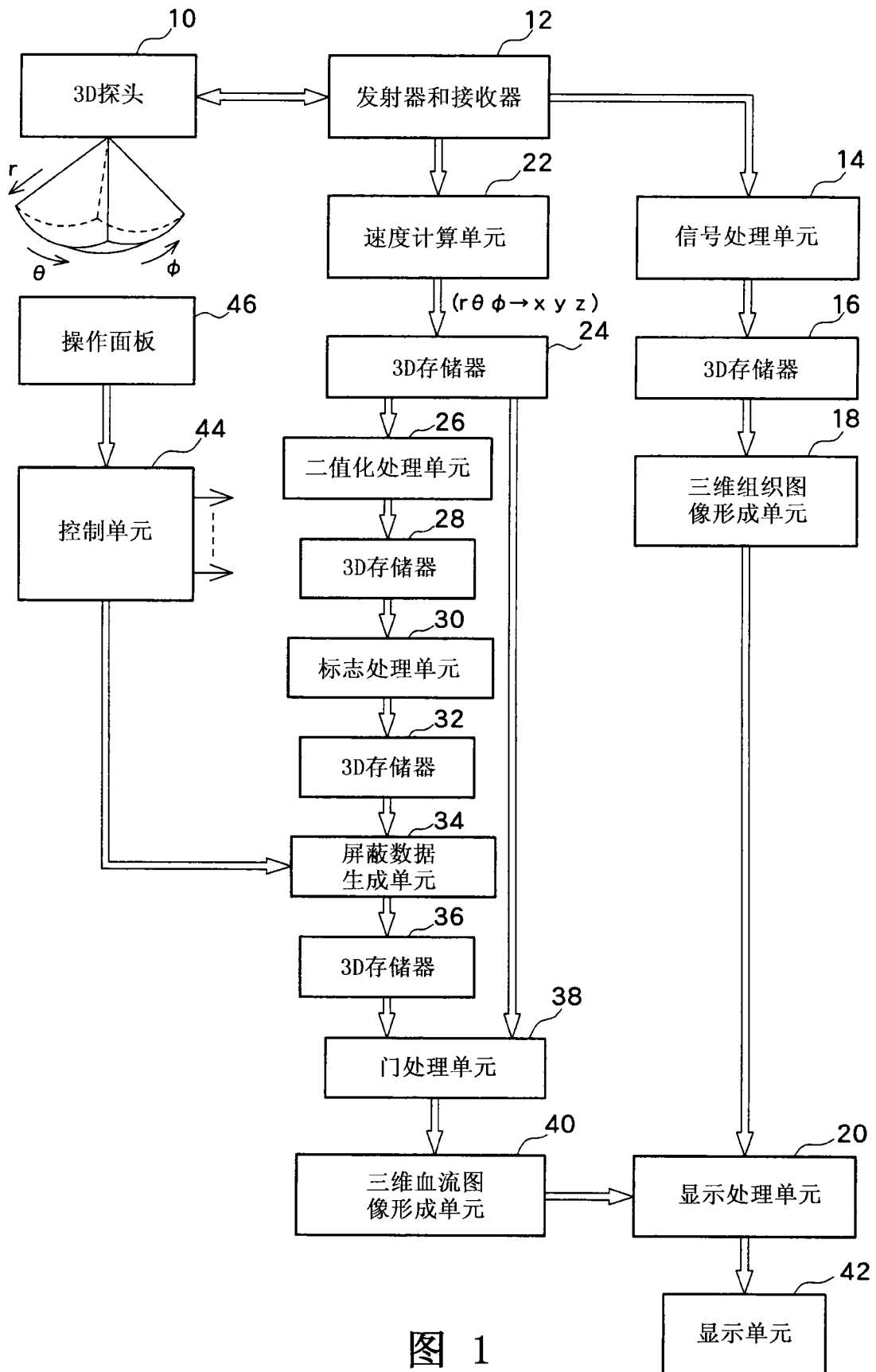
[0060] 另一方面,如果在步骤 S108 中确定  $i$  达到最大值,则在步骤 S110 中对由到当时为止所获得的多个像素值构成的三维血流图像应用色彩处理。更具体地,根据速度的方向和大小指定颜色和亮度,从而形成三维血流图像,该三维血流图像是彩色图像。

[0061] 在三维血流图像中,如上所述参照图 3,在血流互相交叉的部分,优先显示从视点看到的位于前侧的血流。另外,当显示每个血流时,具有较高速度的血流中心部分与具有较低速度的包围血流中心部分的外周部分相比通过更高的优先级被显示,从而可以具有深度

感地清晰显示每个血流。而且,通过以上处理,可以执行高速计算,因为如果指定了第一峰顶并且满足终止条件,则完成对于对象射线的计算。虽然可以沿深度方向应用权重处理来防止优先显示位于更深处的血流,但根据本实施例的结构这样特殊和额外的处理是不必要的。但是,可以为了图像校正等目的执行这种深度方向上的权重处理。

[0062] 如上所述,根据本实施例的超声波诊断装置可以有利地生成去除了三维空间中存在的噪声(特别是杂波)的血流体积数据,并可以进一步有利地形成基于此血流体积数据的三维血流图像,该三维血流图像能够具有深度感并可以如实地表示运动信息。根据本实施例的超声波诊断装置具有两个可以被独立采用的特征(基于对象尺寸的噪声去除,和为了优先显示前侧血流的图像处理)。例如可以采用图2所示的方法首先生成血流体积数据,再对血流体积数据应用各种已知的体绘制方法。也可以通过使用一般方法来生成血流体积数据,再应用如图3至图5所述的方法来优先显示位于前侧的血流。

[0063] 虽然已经基于特定条件描述了本发明的优选实施例,这种描述只是为了用作例证的目的,应理解本发明可以在不脱离后附权利要求的实质或范围的情况下加以改变和变更。



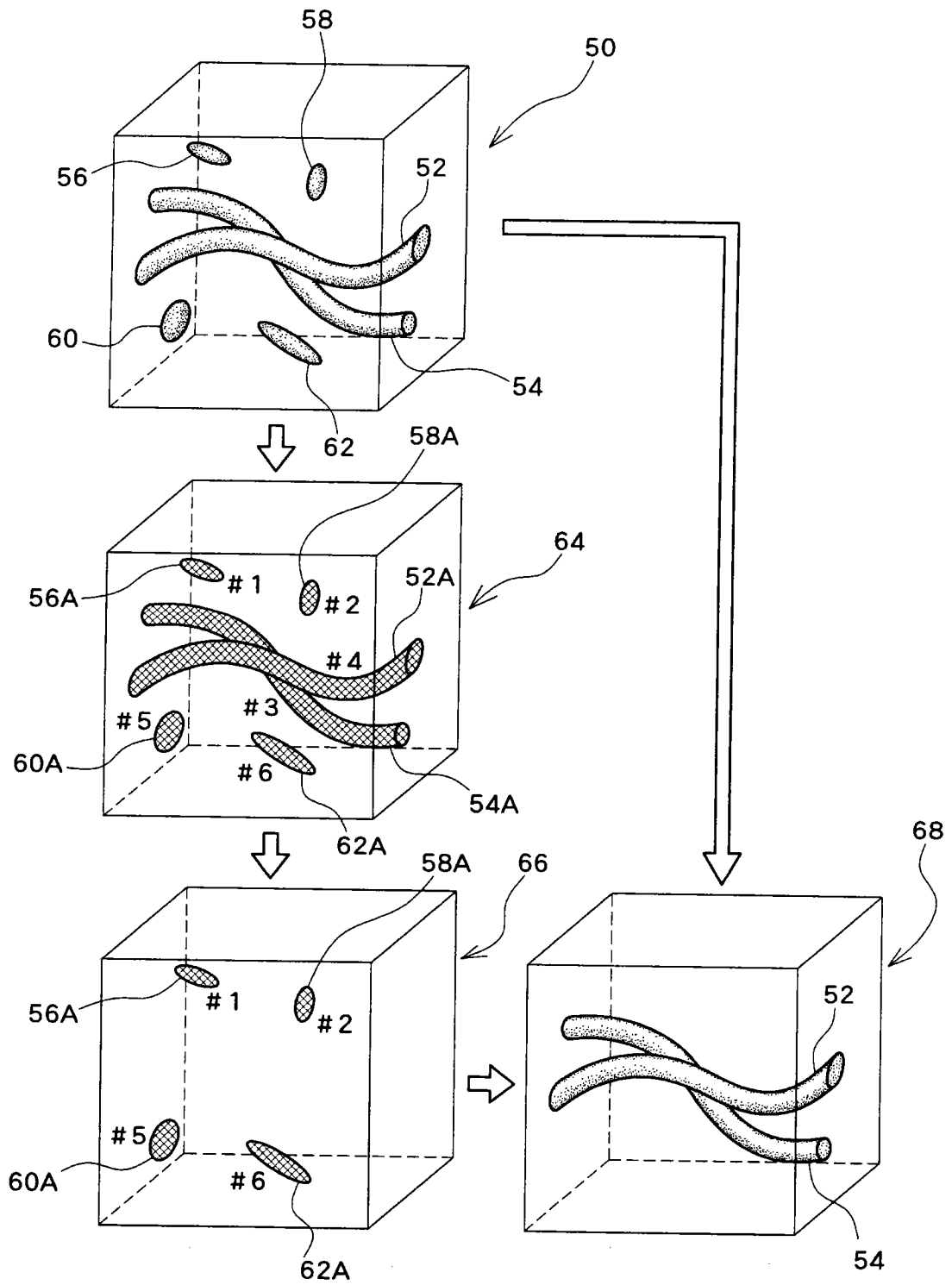


图 2

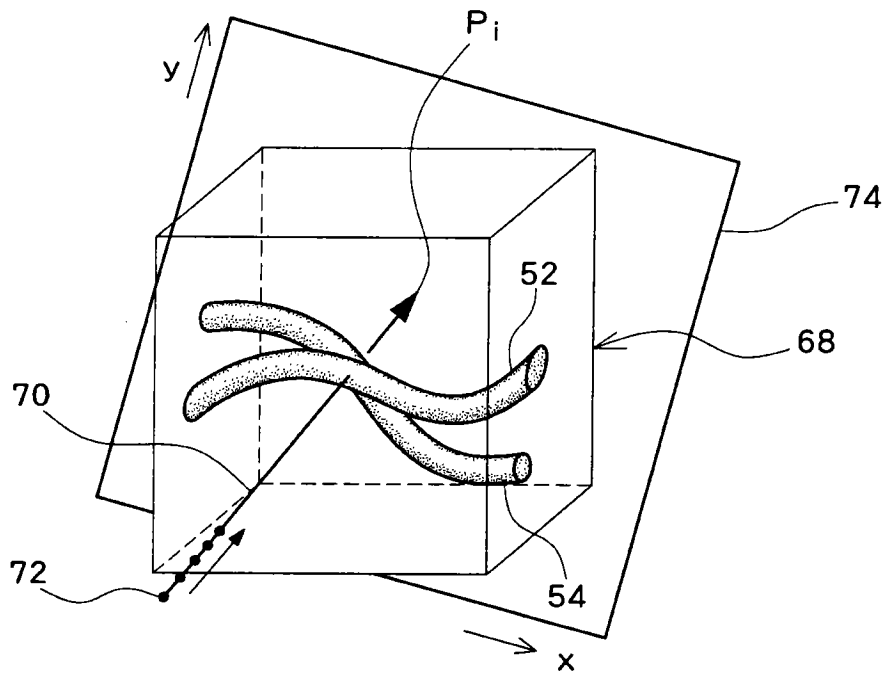


图 3

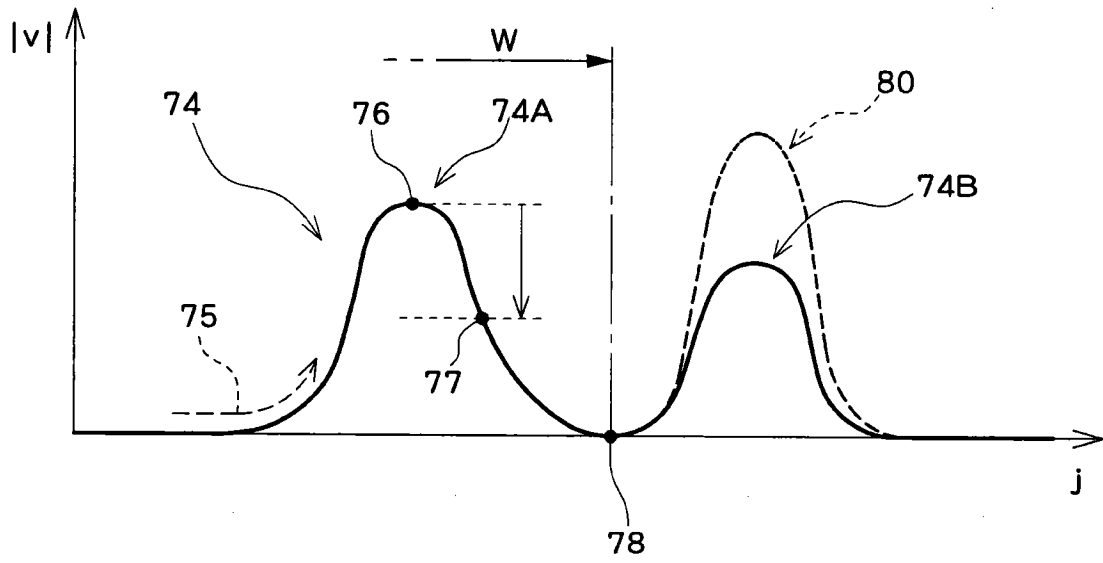


图 4

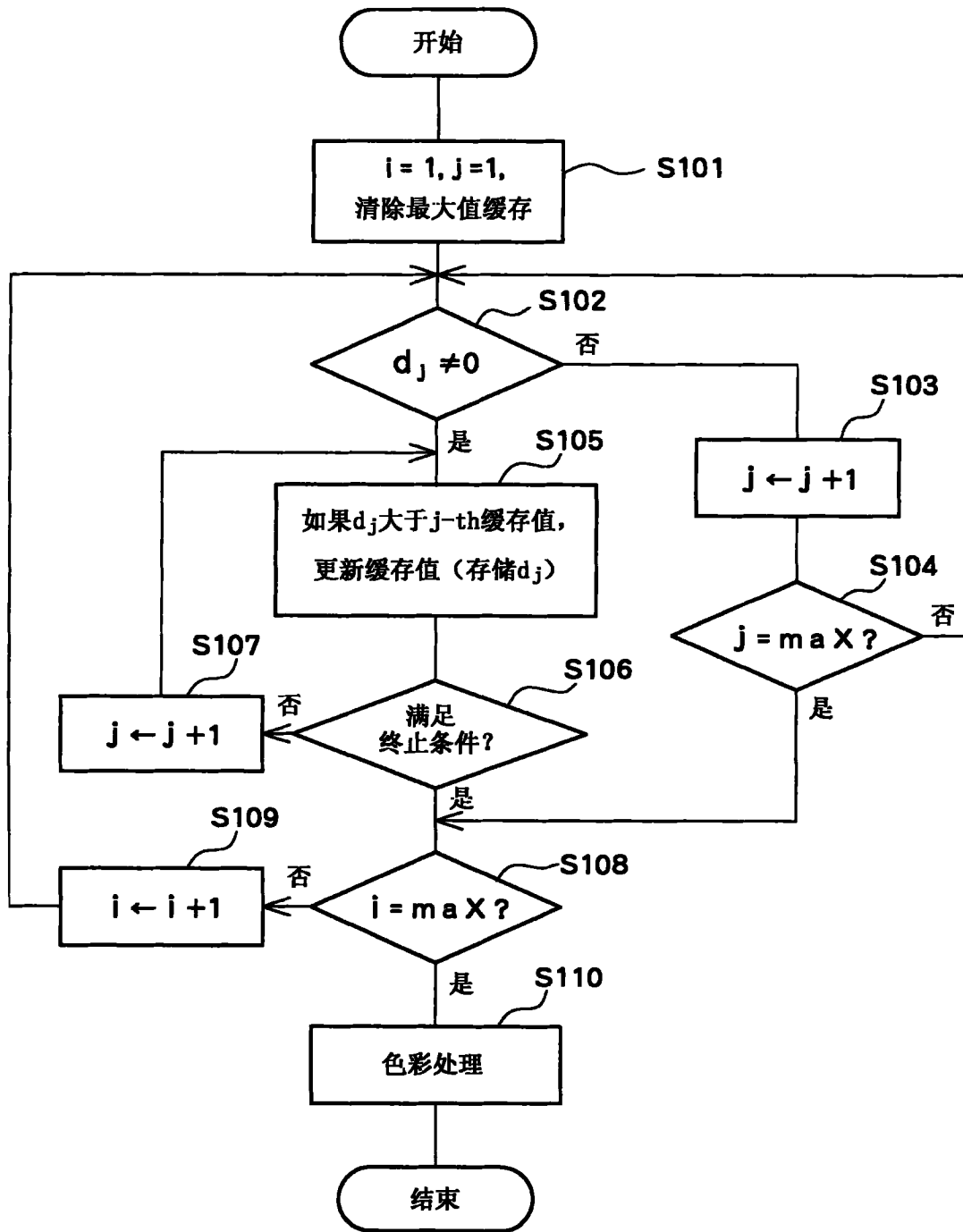


图 5

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101347342B</a>	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	CN200810128372.7	申请日	2008-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	村下贤		
发明人	村下贤		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/483 A61B8/06 A61B8/14 A61B8/00 A61B8/463		
代理人(译)	程伟 孙向民		
审查员(译)	彭燕		
优先权	2007185566 2007-07-17 JP		
其他公开文献	CN101347342A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种超声波诊断装置，其参照从活体内的三维空间获得的体积数据形成三维血流图像。沿每条射线应用改进最大值检出方法。从搜索起点开始顺次执行最大值搜索，在满足预定终止条件的时间点，以此时间点检出的最大值作为特定最大值。然后将特定最大值转换成像素值。特定最大值是第一个峰顶，即使第一个峰顶后面存在更高的峰顶仍指定第一个峰顶。通过多个像素值形成三维血流图像。在三维血流图像的两血流互相交叉的部分，优先显示位于前侧的血流。

