

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来获得原始体积数据的单元;
从原始体积数据中提取运动信息来生成运动体积数据的计算单元;
指定运动体积数据中包括的多个对象并识别每个被指定的对象的类型从而生成识别数据的识别单元;
参照识别数据从运动体积数据中提取血流量数据的提取单元;以及
参照血流量数据形成三维血流图像的图像形成单元;
其中每个对象是三维对象,所述识别单元将大于预定尺寸的对象识别为血流并将小于预定尺寸的对象识别为非血流的噪声。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
识别单元参照每个被指定的对象的尺寸来识别对象的类型。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
识别单元还包括对运动体积数据应用三维标志处理从而指定多个对象的标志处理单元。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中
识别单元还包括参照每个对象的三维体积尺寸确定每个对象是否为血流的确定单元。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中
三维体积尺寸是在三维标志处理中被计数的体素的数目。
6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中
识别单元还包括在三维标志处理之前对运动体积数据应用二值化处理的二值化处理单元,以及
二值化处理后的体积数据被输入至标志处理单元。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中
二值化处理单元将每个形成运动体积数据的体素数据项与辨别基准值比较,从而将每个体素数据项转化成有效值或无效值。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
识别数据是用于提取运动体积数据中的血流部分或用于排除运动体积数据中的噪声部分的三维屏蔽数据。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
图像形成单元相对于血流量数据设定多条射线从而基于每条射线上的体素数据序列来确定像素值。
10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其中
图像形成单元通过最大值方法确定关于每条射线的像素值。
11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其中
图像形成单元以每条射线上的第一峰顶作为最大值。
12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其中
第一峰顶对应于位于离视点最近的前侧的血流中心部分的速度或能量。
13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
运动信息为速度信息或能量信息,以及

运动体积数据包括对应于三维空间的运动信息。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中
三维血流图像为彩色图像。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,还包括:
参照原始体积数据形成三维组织图像的另一图像形成单元;以及
显示三维血流图像和三维组织图像的显示单元。

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,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] 运动体积数据通常不仅包含图像形成需要的血流数据,还包含图像形成所不需要的噪声(包括杂波)等等。如果直接对包含大量噪声的运动体积数据应用绘制处理来形成三维血流图像,不能在这样的三维血流图像中获得足够的图像质量。当噪声类似地出现在传统的二维血流图像中时,噪声的出现对二维血流图像所引起的缺点不是非常显著,因为这些噪声存在于扫描面上,该扫描面是二维平面。另一方面,在三维血流图像中,整个三维空间中存在的噪声都被成像。因此,如果在三维血流图像上,大量噪声出现在血流的周围和前后部分,这些噪声会妨碍对血流的观察。这里,三维空间内噪声的数量是二维平面上存在的噪声数量的数十倍至数百倍。

发明内容

[0006] 本发明有利地提供一种用于形成有效去除或降低了其中噪声的三维血流图像的超声波诊断装置。

[0007] 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,从原始体积数据提取运动信息来生成运动体积数据的计算单元,指定运动体积数据中包括的多个对象并识别每个被指定的对象的类型来生成识别数据的识别单元,参照识别数据从运动体积数据中提取血流量数据的提取单元,以及参照血流量数据形成三维血流图像的图像形成单元。优选地,识别单元参照每个被指定的对象的尺寸识别对象的类型。

[0008] 通过以上结构提取原始体积数据中包含的运动信息并生成由提取的运动信息构

成的运动体积数据。运动信息可以包括从多普勒成分计算出的速度、速度的绝对值、能量等等。运动信息可以是多普勒信息,或是二维或三维向量信息。识别单元参照运动体积数据生成识别数据。更具体地,识别单元具有指定每个对象的功能、识别每个对象的类型的功能等等。虽然对象的指定希望采用三维标志处理,但也可采用其他的处理操作。当采用三维标志处理时,最好在三维标志处理之前对运动体积数据应用预处理(即,无效体素去除处理,例如二值化处理)。对象通常是三维空间内存在的空间块(空间连续的体素的集合),并且在大致分类时对应于血流或噪声。噪声可包括杂波。可指定由单一体素构成的对象。因为通常,血流对象具有大尺寸而噪声对象具有小尺寸,宜参照对象尺寸来识别对象类型。用这种方式能够识别每个对象是否为血流。在识别的时候,除对象尺寸之外或代替对象尺寸,可考虑其他信息,包括对象的形状、关于速度和能量的统计数值等等。一旦识别出单独对象的类型,就生成作为结果的识别数据。识别数据宜是三维屏蔽数据,该三维屏蔽数据是屏蔽(排除)运动体积数据中的噪声部分或提取运动体积数据中的血流部分的三维基准数据。通过使用识别数据,从运动体积数据生成血流体积数据。然后,对血流体积数据应用三维绘制处理,从而形成三维血流图像。不包含噪声或者仅包含微量噪声的最终三维血流图像能够清晰地表示血流的运行状态,使得能够提供对疾病诊断有益的图像信息。在此三维血流图像中,优选颜色表示血流,并按照要求根据流向用不同的颜色表示。

[0009] 优选地,识别单元还包括对运动体积数据应用三维标志处理来指定多个对象的标志处理单元。三维标记处理是用于将具有相同属性的空间连续的体素的集合识别和指定为单一对象的处理操作。通常,为每个对象分配对象编号,并对构成对象的体素数目计数。但是,只要能够指定单独对象,可以采用各种识别方法。而且,也可以设定三维感兴趣区,从而限制要被成像的三维范围或要进行标志处理的三维范围。

[0010] 优选地,识别单元还包括参照每个对象的三维体积尺寸确定每个对象是否为血流的确定单元。由于血管在三维空间内具有细长形状,即使是细的血管也通常具有某种程度的体积尺寸。相反,噪声(杂波)则具有相对较小的体积尺寸。

[0011] 因此,可以利用三维体积尺寸作为确定标准来确定每个对象是否是血流(或者每个对象是否是噪声)。这里,除体积尺寸外或代替体积尺寸,也可以参照其他信息。

[0012] 优选地,三维体积尺寸是三维标志处理中所计数的体素的数目。如上所述,由于在标志处理中提取单独对象时自动地对体素的数目计数,所以此计数结果被用于以下步骤。

[0013] 优选地,识别单元还包括在三维标志处理之前对运动体积数据应用二值化处理的二值化处理单元,将二值化处理作用后的体积数据输入至标志处理单元。因为标志处理针对候选血流的识别,最好先从处理对象中排除认为不是血流候选的体素。为此,应用二值化处理。这里,在某种意义上,二值化处理也旨在去除噪声,通过二值化处理,在体素单元中参照运动信息(如速度、能量等等)的大小进行辨别。相反,通过上述的标志处理和确定处理,参照对象的体积大小识别难以参照运动信息的大小来与血流区分的噪声。

[0014] 优选地,二值化处理单元将构成运动体积数据的每个体素数据项与辨别基准值比较,以把每个体素数据转化成有效值或无效值。有效值表示候选血流体素,无效值表示非血流候选的体素。此二值化处理也可以充当已知的室壁运动滤波器(即,低速运动去除滤波器),或可以单独提供这种滤波器。

[0015] 优选地,识别单元将大于预定尺寸的对象识别为血流,并将小于预定尺寸的对象

识别为非血流的噪声。最好根据超声波诊断的对象、三维区域或三维感兴趣区的尺寸及其他条件可调地设定预定尺寸。

[0016] 优选地,识别数据是用于提取运动体积数据中的血流部分或用于排除运动体积数据中的噪声部分的三维屏蔽数据。例如,通过在在体素单元中执行三维屏蔽数据和运动体积数据之间的逻辑运算,能够生成血流体积数据。

[0017] 优选地,图像形成单元相对于血流体积数据设置多条射线,以基于每条射线上的体素数据序列确定像素值。可以使用各种方法参照血流体积数据形成三维血流图像。例如,可以使用最大值方法、采用不透明度的体绘制方法、面绘制方法等等。

[0018] 优选地,图像形成单元通过最大值方法确定关于每条射线的像素值。优选地,图像形成单元以每条射线上的第一峰顶作为最大值。优选地,第一峰顶对应于位于离视点最近的前侧的血流中心部分的速度或能量。如此,当一个前侧血流和另一个更后侧的血流相互交叉的时候,总是优先地表示前侧的血流。即使后侧的血流为高速血流,由于不允许优先表示后侧的血流,所以图像能够保留深度感。如果应用深度方向上的权重来防止优先表示后侧的高速血流,则不能准确地表示血流的速度。通过以上结构,可以防止这种缺点。

[0019] 根据本发明的另一方面,提供一种在计算机中执行的图像处理程序,用于参照运动体积数据形成三维血流图像,该图像处理程序包括:指定运动体积数据中包括的多个对象并确定该被指定的对象是否是血流从而生成识别数据的模块,参照识别数据从运动体积数据中提取血流体积数据的模块,和参照血流体积数据形成三维血流图像的模块。上述的每个模块对应于特定的软件功能或实现该特定功能的程序部分。通过存储介质或作为介质的网络提供根据本发明的程序,再将其安装在计算机上。存储介质可以是例如 CD-ROM 的介质。这里,上述的计算机是例如普通的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

[0020] 将参照附图详细描述本发明的优选实施例,其中:

[0021] 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;

[0022] 图 2 为用于解释生成血流体积数据的处理的概念图;

[0023] 图 3 为用于解释血流体积数据和屏幕间的关系的概念图;

[0024] 图 4 为表示沿射线方向的像素值分布的曲线图(图形);以及

[0025] 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

[0026] 将参照附图详细描述本发明的优选实施例。

[0027] 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。

[0028] 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“ θ ”和“ φ ”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。

[0029] 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。

[0030] 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在 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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在 3D 存储器 36 中。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。也可以把存储在 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。

[0045] 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基于固定时间周期中存储的时序体积数据的动态图像。

[0046] 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。

[0047] 对速度体积数据 50 应用二值化处理和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置换成 0,将大于或等于阈值的体素值置换成 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 现在将参照图 3 至图 5 描述形成三维血流图像的处理。

[0052] 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,相对于血流量数据 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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 的顶点的第一峰顶 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

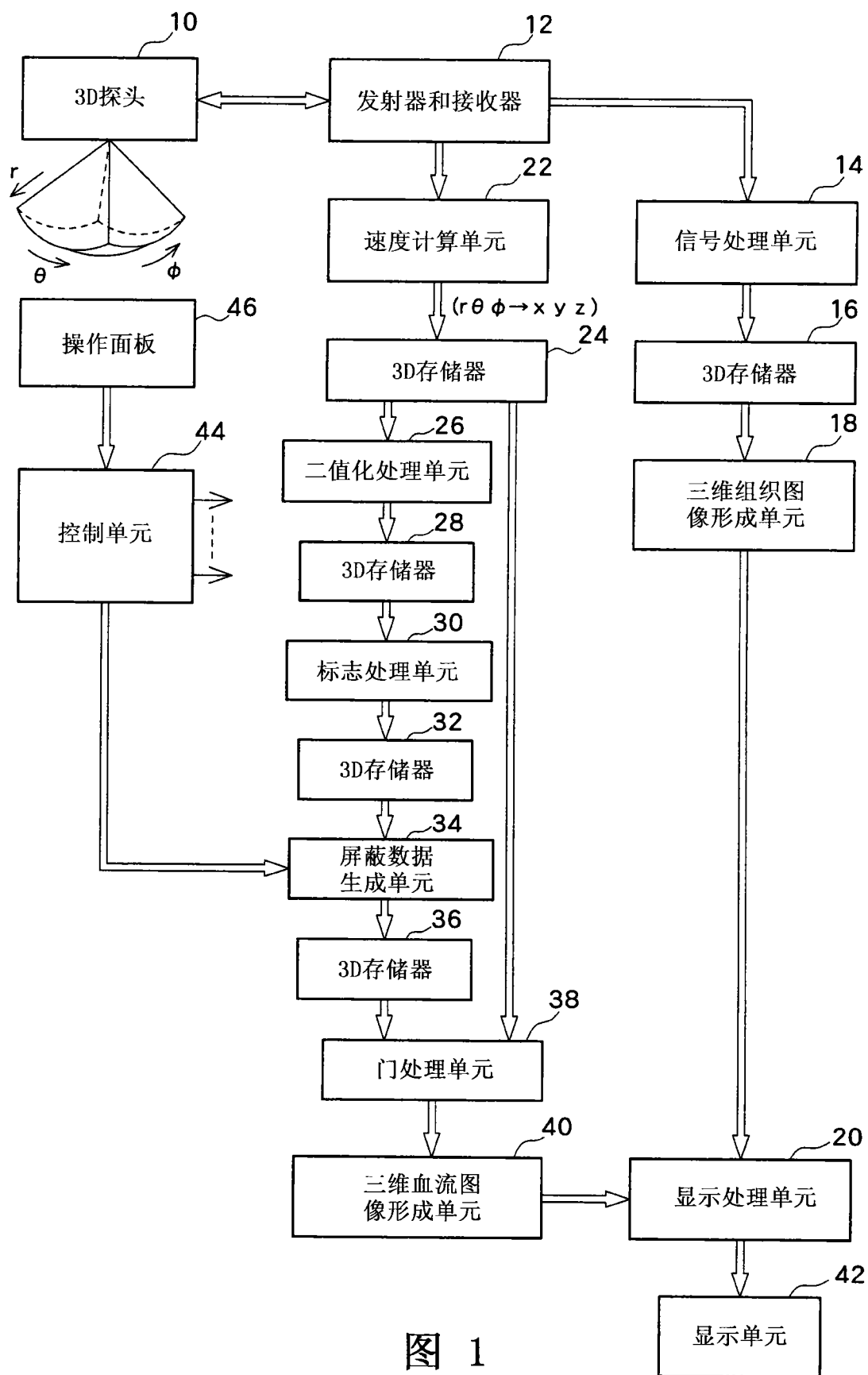


图 1

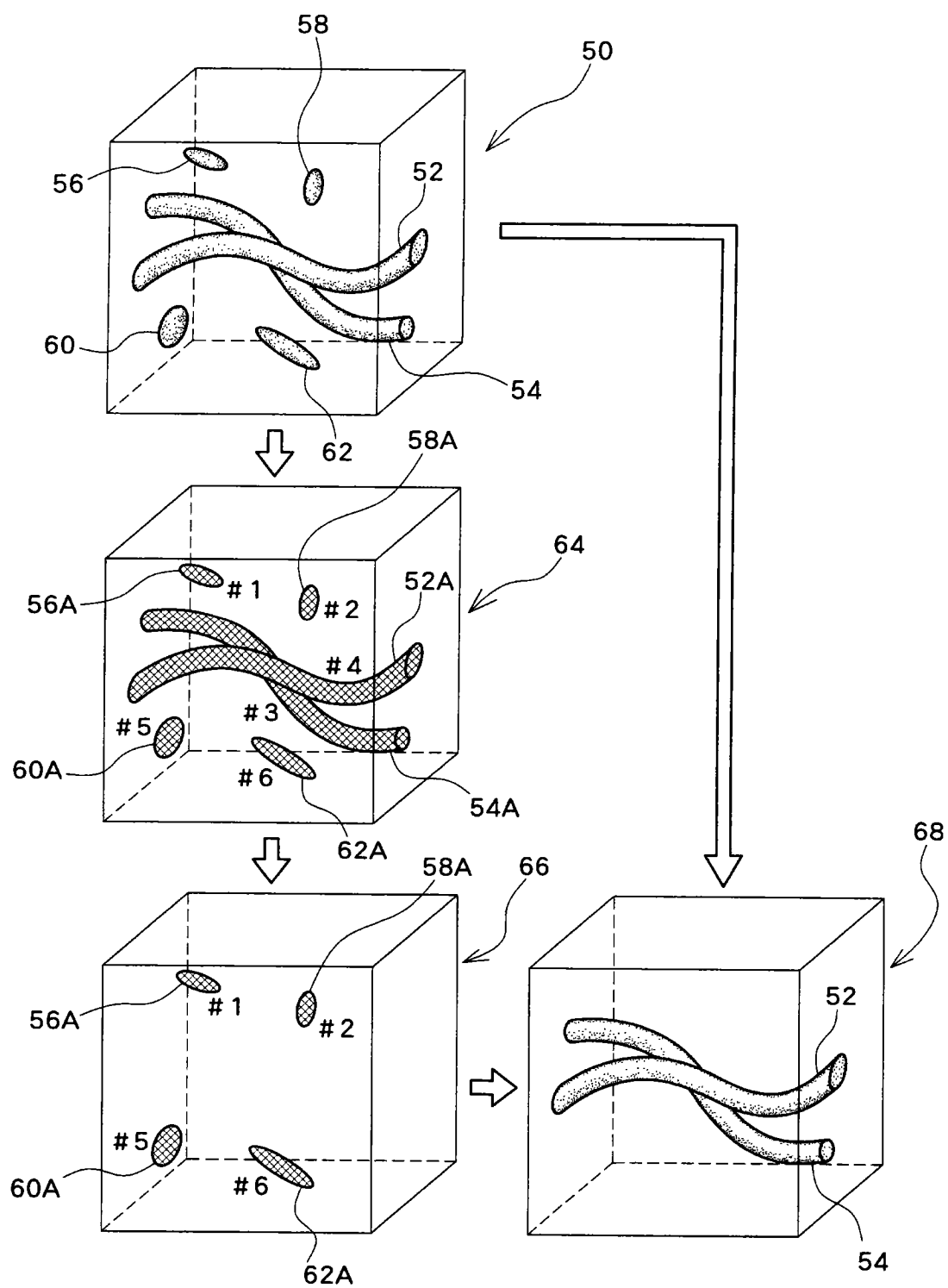


图 2

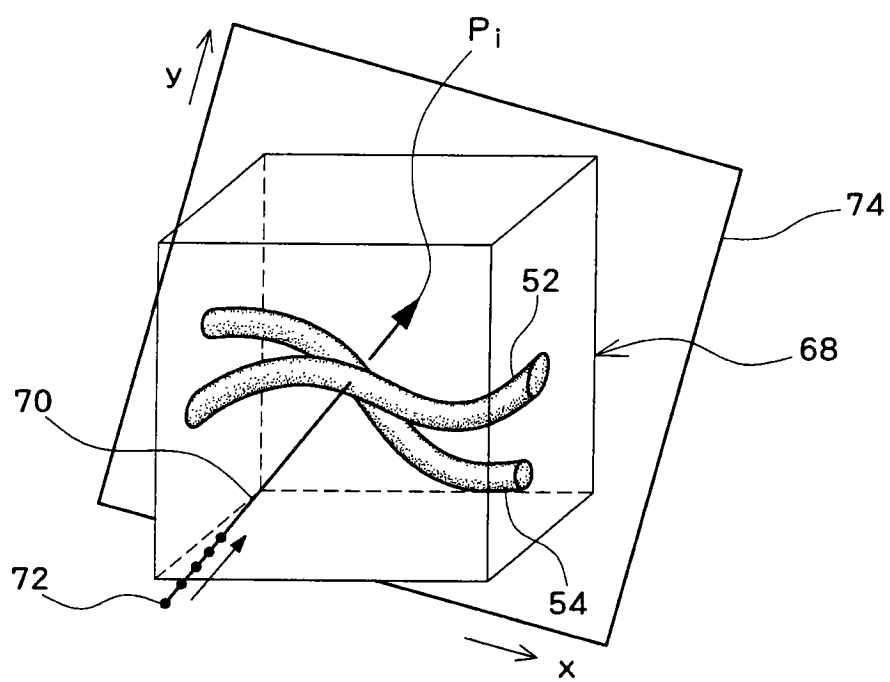


图 3

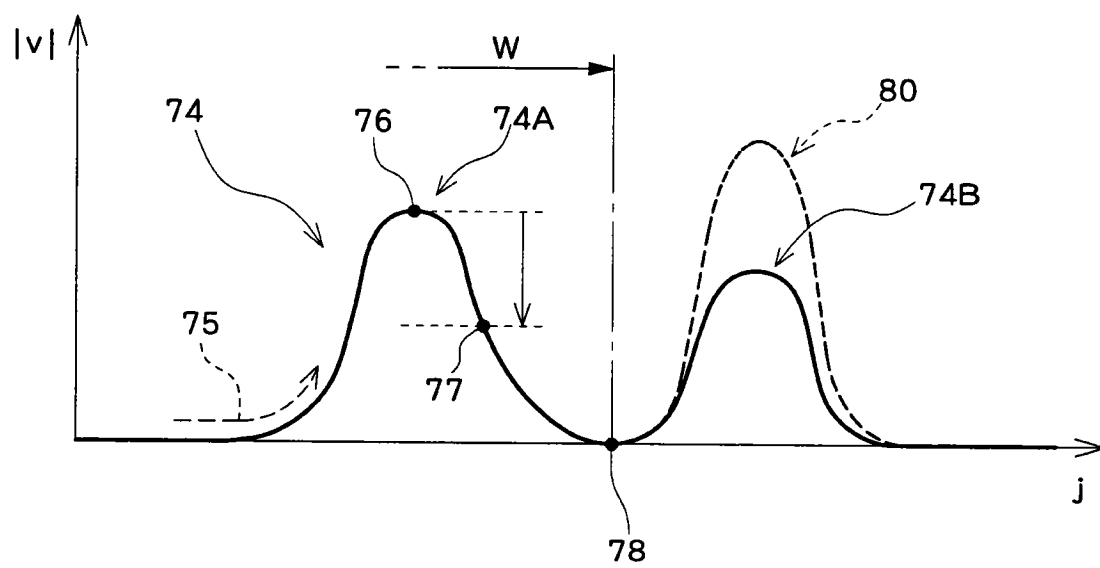


图 4

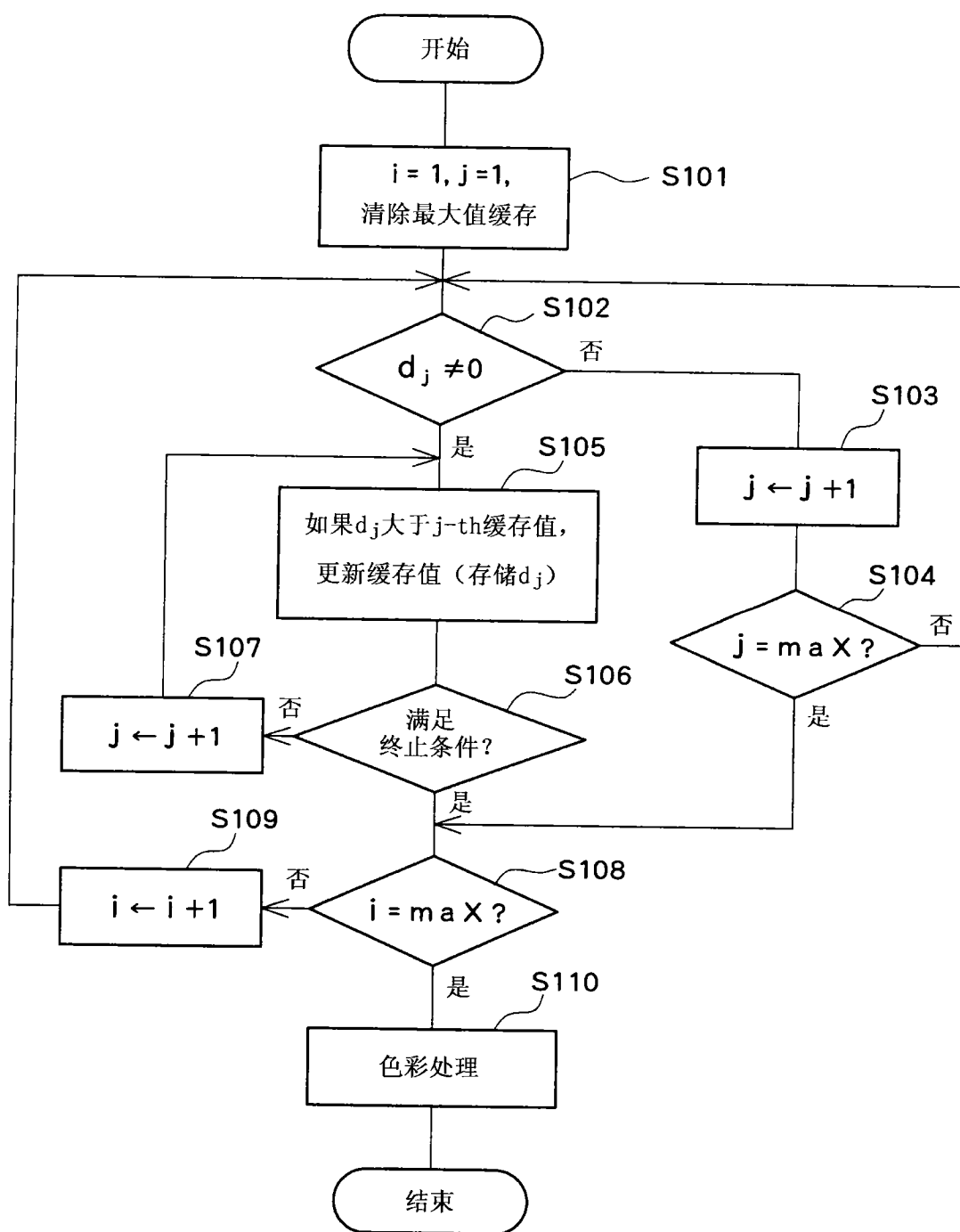


图 5

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101347341B	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN200810128370.8	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 G06T7/2006 G06T2207/10136 G06T2207/30104 Y10S128/916 A61B8/06 G06T7/0012 G06T7/215		
代理人(译)	程伟 孙向民		
审查员(译)	李慧		
优先权	2007185565 2007-07-17 JP		
其他公开文献	CN101347341A		
外部链接	Espacenet SIPO		

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。对速度体积数据应用二值化处理和三维标志处理从而生成三维屏蔽数据。此时，因为血流对象与噪声对象相比具有较大尺寸，所以利用这种体积尺寸的不同来辨别血流部分和噪声部分。再参照三维屏蔽数据由速度体积数据生成血流体积数据。然后，参照血流体积数据形成三维血流图像。

