



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103561659 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 201280024418.5

(22)申请日 2012.05.09

(30)优先权数据

2011-115935 2011.05.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.11.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/061899 2012.05.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/160976 JA 2012.11.29

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木

(72)发明人 西原财光 泻口宗基 掛江明弘

畔上美绪

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 肖靖

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 1/00(2006.01)

G06T 19/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1879139 A, 2006.12.13,

CN 101341511 A, 2009.01.07,

JP 特开2008-42745 A, 2008.02.21,

CN 101322155 A, 2008.12.10,

US 2003/0128242 A1, 2003.07.10,

审查员 郑亮

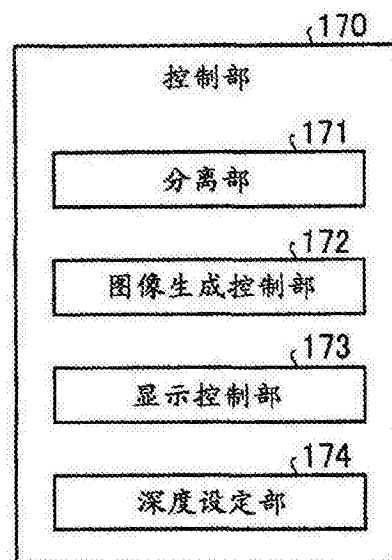
权利要求书1页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及图像处理装置

(57)摘要

在实施方式的超声波诊断装置中,分离部根据图像数据所包含的特征量,在深度方向分离根据该图像数据描绘出的显示对象物的任意的区域。图像生成控制部生成在由分离部分离出的显示对象物的任意的区域反映出深度方向的信息的显示用的图像。显示控制部使能够进行立体观测的显示器显示由图像生成控制部生成的显示用的图像。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

分离部,根据图像数据所包含的特征量,在深度方向分离根据该图像数据描绘出的显示对象物的任意的区域;

图像生成部,生成在由上述分离部分离出的上述显示对象物的任意的区域反映出上述深度方向的信息的显示用的图像;以及

显示控制部,使能够进行立体观测的显示部显示由上述图像生成部生成的显示用的图像,

所述超声波诊断装置的特征在于,

上述分离部使用通过彩色多普勒法得到的速度、方差以及能量的信息中的至少1个作为上述特征量。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像数据是表示与上述速度相关的信息的数据,上述分离部将上述方差作为特征量,进行上述分离,以使得越是上述方差大的区域越是位于前方。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述分离部使用亮度的信息作为上述特征量。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述分离部将根据包含由任意的阈值设定的范围的特征量的图像数据描绘出的区域作为上述显示对象物的任意的区域来提取。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具有深度设定部,上述深度设定部根据操作者的操作变更由上述图像生成部生成的显示用的图像所具有的深度方向的信息,

上述图像生成部生成反映出由上述深度设定部设定的深度方向的信息的显示用的图像。

6. 一种图像处理装置,具备:

分离部,根据图像数据所包含的特征量,在深度方向分离根据该图像数据描绘出的显示对象物的任意的区域;

图像生成部,生成在由上述分离部分离出的上述显示对象物的任意的区域反映出上述深度方向的信息的显示用的图像;以及

显示控制部,使能够进行立体观测的显示部显示由上述图像生成部生成的显示用的图像,

所述图像处理装置的特征在于,

上述分离部使用通过彩色多普勒法得到的速度、方差以及能量的信息中的至少1个作为上述特征量。

超声波诊断装置以及图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及图像处理装置。

背景技术

[0002] 以往,超声波诊断装置与X射线诊断装置、X射线计算机断层摄影装置等其他的医用图像诊断装置相比较,作为具备简便的操作性、没有被辐射的危险的非侵入性等优点的装置,在现在的医疗中用于心脏、肝脏、肾脏、乳腺等各种生物体组织的检查、诊断。

[0003] 这样的超声波诊断装置通过从超声波探头发送超声波,并接收从被检体的内部组织反射的反射波信号,从而生成被检体内的组织构造的断层像(B模式图像)并进行显示。另外,近年来的超声波诊断装置利用超声波的多普勒效应,生成以能够由颜色识别的方式显示被检体内的血流所存在的范围、血流的速度、方差、能量等血流信息的彩色多普勒图像,并进行显示。在此,在由超声波诊断装置拍摄的图像中,有时识别性降低。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开平6-319737号公报

发明内容

[0007] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够提高图像的识别性的超声波诊断装置以及图像处理装置。

[0008] 实施方式的超声波诊断装置具有分离单元、图像生成单元、以及显示控制单元。分离单元根据图像数据所包含的特征量,将根据该图像数据所描绘出的显示对象物的任意的区域在深度方向分离。图像生成单元生成显示用的图像,该显示用的图像在由上述分离单元分离后的上述显示对象物的任意的区域反映上述深度方向的信息。显示控制单元将由上述图像生成单元生成的显示用的图像显示于能够立体观测的显示部。根据上述结构的超声波诊断装置,能够提高图像的识别性。

附图说明

[0009] 图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构的一个例子的图。

[0010] 图2A是用于说明通过2视差图像进行立体显示的立体显示显示器的一个例子的图。

[0011] 图2B是用于说明通过2视差图像进行立体显示的立体显示显示器的一个例子的图。

[0012] 图3是用于说明通过9视差图像进行立体显示的立体显示显示器的一个例子的图。

[0013] 图4是用于说明基于第1实施方式所涉及的图像生成部的体绘制处理的一个例子的图。

[0014] 图5是用于说明第1实施方式所涉及的问题的一个例子的图。

- [0015] 图6是表示第1实施方式所涉及的控制部的结构的一个例子的图。
- [0016] 图7A是用于说明基于第1实施方式所涉及的分离部的处理的一个例子的图。
- [0017] 图7B是用于说明基于第1实施方式所涉及的分离部的处理的一个例子的图。
- [0018] 图8是用于说明基于第1实施方式所涉及的图像生成控制部的处理的一个例子的图。
- [0019] 图9是用于说明基于第1实施方式所涉及的深度设定部的处理的一个例子的图。
- [0020] 图10是表示基于第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图。

具体实施方式

[0021] 以下,参照附图详细地说明超声波诊断装置以及图像处理装置的实施方式。最初,针对在以下的实施方式中使用的用语进行说明时,所谓“视差图像组”是指通过针对体数据使视点位置每移动规定的视差角进行体绘制处理而生成的图像组。即,“视差图像组”由“视点位置”不同的多个“视差图像”构成。另外,所谓“视差角”是指通过为了生成“视差图像组”而设定的各视点位置中相邻的视点位置和由体数据表示的空间内的规定位置(例如,空间的中心)所确定的角度。另外,所谓“视差数”是指由立体显示显示器进行立体观测所需的“视差图像”的数量。另外,以下所述的“9视差图像”是指由9个“视差图像”构成的“视差图像组”。另外,以下所述的“2视差图像”是指由2个“视差图像”构成的“视差图像组”。另外,以下所述的“立体观测图像”是指通过能够进行立体观测的显示部对视差图像组进行显示输出,从而由观察者观察的立体图像。

[0022] (第1实施方式)

[0023] 首先,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构,使用图1进行说明。图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的整体结构的一个例子的图。如图1所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1具有超声波探头11、输入装置12、显示器13、装置主体100。

[0024] 超声波探头11具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体100所具有的发送接收部110供给的驱动信号产生超声波,另外,接收来自被检体P的反射波而转换成电信号。另外,超声波探头11具有设置于压电振子的匹配层、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。

[0025] 在从超声波探头11向被检体P发送超声波时,所发送的超声波在被检体P的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,作为反射波信号由超声波探头11所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依赖于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲在移动的血流、心脏壁等表面被反射时的反射波信号由于多普勒效应,依赖于移动体对于超声波发送方向的速度分量,并受到频率偏移。

[0026] 另外,本实施方式即使在通过作为多个压电振子以一系列配置的一维超声波探头的超声波探头11,对被检体P二维地进行扫描的情况下,在通过使一维超声波探头的多个压电振子机械地摆动的超声波探头11或作为格子状地二维地配置有多个压电振子的二维超声波探头的超声波探头11,对被检体P三维地进行扫描的情况下,也能够适用。

[0027] 输入装置12具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球等,接受来自超声波诊断装置1的操作者的各种设定要求,对于装置主体100转送所接受的各种设

定要求。例如,输入装置12接受用于设定立体观测图像的深度的输入操作。

[0028] 显示器13显示用于超声波诊断装置1的操作者使用输入装置12而输入各种设定要求的GUI(Graphical User Interface,图像用户接口),或者显示在装置主体100中生成的超声波图像等。

[0029] 显示器13是能够进行立体观测的显示器(以下,称为立体显示显示器),显示各种信息。例如,显示器13显示在装置主体100中生成的视差图像组、或用于从操作者接受各种指示的GUI(Graphical User Interface)等。

[0030] 在此,针对立体显示显示器进行说明。现在最普及的一般的通用显示器是二维地显示二维图像的显示器,不能对二维图像进行立体显示。假设,当观察者希望通过通用显示器进行立体观测时,对通用显示器输出图像的装置需要通过平行法或交叉法并列显示观察者能够立体观测的2视差图像。或者,对通用显示器输出图像的装置例如需要使用在左眼用的部分安装红色的玻璃纸,在右眼用的部分安装蓝色的玻璃纸的眼镜通过补色法显示观察者能够立体观测的图像。

[0031] 另一方面,作为立体显示显示器,存在通过使用立体观测用眼镜等专用设备,从而能够立体观测2视差图像(还称为两眼视差图像)的显示器。

[0032] 图2A以及图2B是用于说明通过2视差图像进行立体显示的立体显示显示器的一个例子的图。图2A以及图2B所示的一个例子是通过快门方式进行立体显示的立体显示显示器,作为观察显示器的观察者所佩戴的立体观测用眼镜使用快门眼镜。该立体显示显示器通过显示器交替射出2视差图像。例如,图2A所示的显示器将左眼用图像与右眼用图像以120Hz交替射出。在此,如图2A所示,将红外线射出部设置于显示器,红外线射出部与切换图像的定时相匹配地控制红外线的射出。

[0033] 另外,从红外线射出部射出的红外线通过图2A所示的快门眼镜的红外线接收部来接收。在快门眼镜的左右各自的框上安装有快门,快门眼镜与红外线接收部接收红外线的定时相匹配地交替切换左右的快门各自的透过状态以及遮光状态。以下,针对快门中的透过状态以及遮光状态的切换处理进行说明。

[0034] 如图2B所示,各快门具有入射侧的偏光板与射出侧的偏光板,另外,在入射侧的偏光板与射出侧的偏光板之间具有液晶层。另外,如图2B所示,入射侧的偏光板与射出侧的偏光板相互正交。在此,如图2B所示,在没有施加电压的“OFF”的状态下,通过了入射侧的偏光板的光通过液晶层的作用旋转90度,透过射出侧的偏光板。即,没有施加电压的快门变为透过状态。

[0035] 另一方面,如图2B所示,由于在施加了电压的“ON”的状态下,基于液晶层的液晶分子的偏光旋转作用消失,因此,通过了入射侧的偏光板的光会被射出侧的偏光板遮住。即,施加了电压的快门变为遮光状态。

[0036] 因此,例如,在显示器上显示左眼用图像的期间,红外线射出部射出红外线。并且,在接收红外线的期间,红外线接收部没有对左眼的快门施加电压,而对右眼的快门施加电压。由此,如图2A所示,由于右眼的快门变为遮光状态,左眼的快门变为透过状态,因此,左眼用图像入射至观察者的左眼。另一方面,在显示器上显示右眼用图像的期间,红外线射出部停止射出红外线。并且,在没有接收红外线的期间,红外线接收部没有对右眼的快门施加电压,而对左眼的快门施加电压。由此,左眼的快门变为遮光状态,右眼的快门变为透过

状态,因此,右眼用图像入射至观察者的右眼。这样,图2A以及图2B所示的立体显示显示器通过使快门的状态与显示器所显示的图像联动地进行切换,从而显示观察者能够立体观测的图像。另外,作为能够立体观测2视差图像的立体显示显示器,除了上述的快门方式以外,还知道有采用偏光眼镜方式的显示器。

[0037] 另外,作为近年来实用化的立体显示显示器,例如存在通过使用柱状透镜等光线控制元件,使观察者能够以裸眼方式立体观测9视差图像等多视差图像的显示器。该立体显示显示器能够进行基于两眼视差的立体观测,另外,也能够进行基于与观察者的视点移动相应地被观察的映像也发生变化的运动视差的立体观测。

[0038] 图3是用于说明通过9视差图像进行立体显示的立体显示显示器的一个例子的图。在图3所示的立体显示显示器中,在液晶面板等平面状的显示面200的前面,配置光线控制元件。例如,在图3所示的立体显示显示器,作为光线控制元件,将光学开口在垂直方向延伸的垂直柱透镜光栅201粘贴在显示面200的前面。另外,在图3所示的一个例子中,以垂直柱透镜光栅201的凸部为前面的方式进行粘贴,但也可以以垂直柱透镜光栅201的凸部与显示面200对置的方式进行粘贴。

[0039] 在显示面200上,如图3所示,矩阵状地配置了纵横比为3:1且在纵方向上配置有作为子像素的红(R)、绿(G)、蓝(B)这3个的像素202。图3所示的立体显示显示器将由9个图像构成的9视差图像转换成配置成规定格式(例如格子状)的中间图像,并且输出至显示面200。即,图3所示的立体显示显示器将在9视差图像中位于同一位置的9个像素分别分配给9列的像素202并输出。9列的像素202是同时显示视点位置不同的9个图像的单位像素组203。

[0040] 在显示面200中作为单位像素组203而同时输出的9视差图像例如通过LED(Light Emitting Diode,发光二极管)背光灯来放射为平行光,另外,通过垂直柱透镜光栅201,向多方向放射。9视差图像的各像素的光向多方向放射,从而入射至观察者的右眼以及左眼的光与观察者的位置(视点的位置)联动地变化。即,根据观察者观察的角度的不同,入射至右眼的视差图像与入射至左眼的视差图像的视差角不同。由此,观察者例如能够分别在图3所示的9个位置上,立体地识别摄影对象。另外,例如,在图3所示的“5”的位置上,观察者能够在对于摄影对象正对的状态下立体地进行识别,并且在图3所示的“5”以外的各个位置上,能够在使摄影对象的朝向变化的状态下立体地进行识别。另外,图3所示的立体显示显示器始终是一个例子。如图3所示,显示9视差图像的立体显示显示器可以是“RRR…、GGG…、BBB…”的横条纹液晶,也可以是“RGBRGB…”的纵条纹液晶。另外,如图3所示,图3所示的立体显示显示器可以是柱透镜光栅为垂直的纵透镜方式,也可以是柱透镜光栅为倾斜的倾斜透镜方式。

[0041] 返回到图1,装置主体100是根据超声波探头11接收到的反射波生成超声波图像的装置,如图1所示,具有发送接收部110、B模式处理部120、多普勒处理部130、图像生成部140、图像存储器150、内部存储部160、控制部170。

[0042] 发送接收部110具有触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等,对超声波探头11供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率频率,反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对于脉冲发生器电路所发生的各速率脉冲赋予将从超声波探头11发生的超声波会聚成束状并决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路在基于速率脉冲的定时,对超声波探头11施加驱动信号(驱动脉冲)。即,延迟电

路通过使对于各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0043] 另外,发送接收部110具有放大器电路、A/D转换器、加法器等,对于超声波探头1接收到的反射波信号进行各种处理,生成反射波数据。放大器电路将反射波信号在每个通道中放大并进行增益校正处理, A/D转换器赋予对增益校正后的反射波信号进行A/D转换并决定接收指向性所需的延迟时间,加法器对由A/D转换器处理后的反射波信号的加法处理来生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。

[0044] 这样,发送接收部110控制超声波的发送接收中的发送指向性与接收指向性。另外,发送接收部110具有通过后述的控制部170的控制,能够瞬间变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。特别地,在发送驱动电压的变更中,通过能够瞬间对值进行切换的线性放大器型的振荡电路、或者电气地切换多个电源部件的机构来实现。另外,发送接收部110还能够1帧或者每一速率,发送并接收不同的波形。

[0045] B模式处理部120从发送接收部110接收作为进行了增益校正处理、A/D转换处理以及加法处理的处理完成反射波信号的反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成由亮度的明暗来表现信号强度的数据(B模式数据)。

[0046] 在此,B模式处理部120能够通过使检波频率变化,来改变映像化的频带。另外,B模式处理部120能够对于1个接收数据,并列进行基于2个检波频率的检波处理。

[0047] 通过使用该B模式处理部120的功能,从而,能够根据被注入了超声波造影剂的被检体P的关心区域中的1个接收数据,分离将在关心区域流动的超声波造影剂(微小气泡、气泡)作为反射源的反射波数据、和将存在于关心区域的组织作为反射源的反射波数据,后述的图像生成部140能够生成将流动的气泡高灵敏度地映像化的造影像以及为了观察形态而将组织映像化的组织像。

[0048] 多普勒处理部130根据从发送接收部110接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量,生成针对多点提取出平均速度、方差、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0049] 更具体而言,多普勒处理部130是能够执行组织多普勒法(TDI: Tissue Doppler Imaging)以及彩色多普勒法(CDI: Color Doppler Imaging)的处理部。即,多普勒处理部130是取得位于扫描范围内的组织的运动信息(组织运动信息),生成用于形成表示组织的动态的组织多普勒图像的组织多普勒数据的处理部。另外,多普勒处理部130是取得位于扫描范围内的血流的运动信息(血流运动信息),生成用于形成表示血流的动态的彩色多普勒图像的彩色多普勒数据的处理部。

[0050] 另外,第1实施方式所涉及的B模式处理部120以及多普勒处理部130能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这双方进行处理。即,第1实施方式所涉及的B模式处理部120能够根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。另外,第1实施方式所涉及的多普勒处理部130能够根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0051] 图像生成部140根据B模式处理部120以及多普勒处理部130生成的数据生成超声波图像。即,图像生成部140根据B模式处理部120所生成的B模式数据生成由亮度来表示反射波的强度的B模式图像。另外,图像生成部140还能够根据B模式处理部120所生成的三维

的B模式数据,生成三维的B模式图像。

[0052] 另外,图像生成部140根据多普勒处理部130所生成的多普勒数据生成表示移动体信息的平均速度图像、方差图像、能量图像、或者作为这些的组合图像的彩色多普勒图像。另外,图像生成部140还能够根据多普勒处理部130所生成的三维的多普勒数据,生成三维的彩色多普勒图像。

[0053] 在此,图像生成部140一般的情况是将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成作为显示用图像的超声波图像。具体而言,图像生成部140通过根据基于超声波探头1的超声波的扫描方式进行坐标转换,从而生成作为显示用图像的超声波图像。另外,除了扫描转换之外,作为各种图像处理,例如,图像生成部140使用扫描转换后的多个图像帧,进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分 滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。

[0054] 另外,图像生成部140能够生成用于将体数据显示于显示器13的各种图像。具体而言,图像生成部140根据体数据生成MPR(Multi Planar Reconstructions,多平面重建)图像、绘制图像(体绘制图像或面绘制图像)。另外,在此所谓的体数据是指三维的B模式图像、三维的彩色多普勒图像、或者在虚拟的三维空间中设定的虚拟体数据等。

[0055] 在此,说明基于图像生成部140的体绘制图像的生成处理的一个例子。图4是用于说明基于第1实施方式所涉及的图像生成部140的体绘制处理的一个例子的图。例如,图像生成部140如图4的“9视差图像生成方式(1)”所示,假设作为绘制条件,接受平行投影法,另外,接受基准的视点位置(5)和视差角“1度”。此时,图像生成部140以视差角间隔“1度”的方式,将视点的位置平行移动到(1)~(9),通过平行投影法生成视差角(视线方向间的角度)依次相差1度的9个视差图像。另外,当进行平行投影法时,图像生成部140设定沿着视线方向从无限远照射平行的光线的光源。

[0056] 或者,图像生成部140如图4的“9视差图像生成方式(2)”所示,假设作为绘制条件,接受透视投影法,另外,接受基准的视点位置(5)和视差角“1度”。此时,图像生成部140以体数据的中心(重心)为中心以视差角间隔“1度”的方式,将视点的位置旋转移动至(1)~(9),通过透视投影法生成视差角依次相差1度的9个视差图像。另外,当进行透视投影法时,图像生成部140在各视点设定以视线方向为中心三维放射状地照射光的点光源或面光源。另外,当进行透视投影法时,也可以根据绘制条件,平行移动视点(1)~(9)。另外,视线方向如图4的(A)以及(B)所示,变为从视点朝向体数据的横截面的中心(重心)的方向。

[0057] 另外,图像生成部140也可以通过设定对于所显示的体绘制图像的纵方向,以视线方向为中心二维地放射状地照射光,对于所显示的体绘制图像的横方向,设定沿着视线方向从无限远照射平行的光线的光源,从而进行并用了平行投影法和透视投影法的体绘制处理。

[0058] 另外,图像生成部140通过设定对于所显示的体绘制图像的纵方向,以视线方向为中心二维状地照射光,对于所显示的体绘制图像的横方向,沿着视线方向从无限远照射平行的光线的光源,从而进行并用了平行投影法和透视投影法的体绘制处理。

[0059] 通过图像生成部140生成的视差图像组被保存于图像存储器150。之后,例如,超声波诊断装置1通过将视差图像组转换成配置成规定格式(例如格子状)的中间图像并显示于立体显示显示器,从而能够向作为利用者的医师或检查技师显示立体观测图像。

[0060] 返回到图1,图像存储器150存储由B模式处理部120以及多普勒处理部130生成的原始(Raw)数据(B模式数据以及多普勒数据)、由图像生成部140生成的显示用超声波图像、以及在后述的控制部170的控制下所生成的虚拟体数据。另外,针对虚拟体数据,之后详述。另外,图像存储器150根据需要存储经由发送接收部110紧接之后的输出信号(RF:Radio Frequency,射频)、图像的亮度信号、各种原始数据等。

[0061] 内部存储部160存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医师的意见等)、诊断协议等各种数据。另外,内部存储部160根据需要,还用于图像存储器150所存储的图像的保管等。

[0062] 控制部170控制超声波诊断装置1中的处理整体。具体而言,控制部170根据经由输入装置12由操作者输入的各种设定要求、从内部存储部160读入的各种控制程序以及各种设定信息,控制发送接收部110、B模式处理部120、多普勒处理部130以及图像生成部140的处理,或者进行控制,以使得将图像存储器150所存储的超声波图像等显示于显示器13。

[0063] 以上,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的整体结构进行了说明。在该结构下,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1构成为能够通过以下详细地说明的控制部170的控制,提高图像的识别性。

[0064] 在此,首先,针对在使用超声波诊断装置的检查中,图像的识别性降低的情况进行说明。图5是用于说明第1实施方式所涉及的问题的一个例子的图。另外,在图5中,示出使用CD1的心腔内血流的样子。即,图5所示的心腔内血流的图像是在作为B模式图像的心脏部分重叠了作为彩色多普勒图像的逆流50以及正常血流51的图像。另外,在图5中,示出利用与正常血流51相比较,逆流50的方差值高的性质观察逆流50的V(Velocity:速度)-T(Turbulence:方差)显示。例如,在V-T显示中,当发生了逆流时,如图5所示,逆流50用与正常血流51不同的颜色显示。

[0065] 在此,例如,当图5的逆流50的描绘时间短,或者逆流50与正常血流51、伪影在时间上以及空间上重叠时,难以观察逆流50。即,图像的识别性降低,其结果,还有时诊断的精度、效率降低。

[0066] 这样的图像的识别性的降低除了上述的例子以外,还能够列举几个。例如,在使用了造影剂的超声波造影检查中,抑制来自组织的回波信号,强调来自造影剂的回波信号并进行显示,但在作为来自造影剂的回波信号的高次谐波、分频谐波中,有时还会包含来自组织的信号,有时图像的识别性降低。另外,即使在使用CD1观察冠状(coronary:冠状动脉)血流的情况下,有时由于心肌的活动产生的杂波伪影(混合组织多普勒的信号伪影)图像的识别性降低。

[0067] 因此,在本发明中,将提高上述那样的情况的图像的识别性作为目的。以下,针对执行用于提高图像的识别性的控制的控制部170详细地说明。

[0068] 图6是表示第1实施方式所涉及的控制部170的结构的一个例子的图。控制部170如图6所示,具有分离部171、图像生成控制部172、显示控制部173、深度设定部174。

[0069] 分离部171根据图像数据所包含的特征量,在深度方向上分离根据该图像数据描绘出的显示对象物的任意的区域。具体而言,分离部171将根据包含由任意的阈值设定的范围的特征量的图像数据描绘出的区域作为显示对象物的任意的区域来提取。并且,作为特征量,分离部171使用通过彩色多普勒法得到的速度、方差以及能量的信息中的至少1个。另

外,图像数据是表示与速度相关的信息的数据,分离部171将方差作为特征量,进行分离,以使得越是方差大的区域越是位于前方。另外,作为特征量,分离部171使用亮度的信息。另外,在第1实施方式中,针对使用由彩色多普勒法得到的方差的进行说明。

[0070] 图7A以及图7B是用于说明基于第1实施方式所涉及的分部171的处理的一个例子的图。在图7A以及图7B中,示出使用图5所示的心腔内血流的CD1数据所包含的方差值的情况。例如,分离部171使用图7A的箭头所示的方差值,在深度方向上分离心腔内血流的任意的区域。

[0071] 列举一个例子,分离部171首先如图7B所示,使用阈值“c”,将处于“a-b”的方差值分离成“a-c”以及“c-b”这2个范围。并且,分离部171根据方差值将表示心腔内血流的像素组分离成2个像素组。例如,分离部171如图7B所示,将表示心腔内血流的像素组分离成表示方差值是“a-c”的范围内的正常血流51的区域、和表示方差值是“c-b”的范围内的逆流50的区域。另外,阈值可以由操作者预先任意地设定,或者也可以通过系统的不同而具有各自固有的阈值,或者也可以根据所得到的方差值而自动地设定。另外,阈值也可以从预先设定的多个选项中根据情况(例如,根据显示对象物、所使用的特征量等)来选择。另外,针对没有收集CD1数据的B模式图像的区域(心脏的瓣膜、壁等),也可以不作为分离对象,或者也可以将特征量(在上述例子中,方差值)设为“0”,作为分离对象,或者也可以根据情况(例如,根据显示对象物、所使用的特征量等),决定是否作为分离对象。

[0072] 返回到图6,图像生成控制部172生成在由分离部171分离出的显示对象物的任意的区域反映出深度方向的信息的显示用的图像。具体而言,图像生成控制部172使图像生成部140生成根据方差值将表示由分离部171分离出的区域的二维图像配置于虚拟空间的深度方向的虚拟体数据。并且,图像生成控制部172通过对于所生成的虚拟体数据执行从规定的方向将视点改变视差数的量的体绘制处理,来生成显示用的视差图像组。

[0073] 图8是用于说明基于第1实施方式所涉及的图像生成控制部172的处理的一个例子的图。例如,图像生成控制部172如图8的(A)所示,将表示由分离部171分离出的逆流50的二维图像和表示正常血流51的二维图像根据方差值配置在预先设定的深度方向。即,图像生成控制部172如图8的(A)所示,在作为B模式图像的表示心脏的二维图像的前方配置表示正常血流51的二维图像,在表示正常血流51的二维图像的前方配置表示逆流50的二维图像。换言之,图像生成控制部172将分离部171以越是方差值大的区域越是位于前方的方式分离的二维图像以该分离的状态配置于虚拟空间。

[0074] 并且,图像生成控制部172如图8的(B)所示,生成在深度方向依次将表示逆流50的二维图像、表示正常血流51的二维图像、表示心脏的二维图像配置于虚拟空间的虚拟体数据。并且,图像生成控制部172例如通过从图8的箭头300的方向执行与视差数对应的体绘制处理,来生成显示用的视差图像组。另外,深度方向的二维图像间的间隔、执行体绘制处理时的视线方向、视差角等可以由操作者任意地设定,或者也可以由系统设定为分别固有,或者也可以根据所得到的方差值,自动地设定。另外,深度方向的二维图像间的间隔、执行体绘制处理时的视线方向、视差角等也可以从预先设定的多个选项中根据情况(例如,根据显示对象物、所使用的特征量等)选择。

[0075] 返回到图6,显示控制部173使显示器13显示通过图像生成控制部172的控制生成的视差图像组。例如,显示控制部173使显示器13显示通过对于图8的(B)所示的虚拟体数据

从箭头300的方向从9个视点执行体绘制处理而生成的视差图像组。

[0076] 如上所述,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1中,通过对操作者显示对成为关心对象的部分进行立体观测的立体观测图像,来提高图像的识别性。

[0077] 返回到图6,深度设定部174根据操作者的操作,设定由图像生成单元生成的显示用的图像所具有的深度方向的信息。具体而言,深度设定部174在操作者一边观察显示器13所显示的立体观测图像,一边经由输入装置12进行输入操作时,根据操作,改变立体观测图像的深度。即,深度设定部174在扩大或者缩小配置于生成当前显示的立体观测图像的虚拟体数据的二维图像的深度方向的间隔之后,生成视差图像组,并显示于显示器13,从而,显示改变了深度的立体观测图像。

[0078] 图9是用于说明基于第1实施方式所涉及的深度设定部174的处理的一个例子的图。在图9中,示出深度与方差值的对应关系是比例关系的情况。例如,深度设定部174将表示图9所示的深度和方差的关系的曲线图显示于显示器13。并且,深度设定部174根据操作者经由输入装置12改变后的直线301的斜率,使立体观测图像的深度发生变化。

[0079] 列举一个例子,当希望使深度感更大时,操作者使图9的(A)所示的直线301的斜率变化为图9的(B)所示的直线301的斜率。深度设定部174根据斜率的变化,扩大了配置于生成当前显示的立体观测图像的虚拟体数据的二维图像的深度方向的间隔之后,生成视差图像组,并显示于显示器13,从而,显示使深度变大后的立体观测图像。另一方面,当希望使深度感更小时,例如,操作者使图9的(B)所示的直线301的斜率变化为图9的(A)所示的直线301的斜率。

[0080] 如上所述,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1还能够接受基于操作者的深度的设定,能够提供进一步提高识别性的图像。

[0081] 另外,在上述的第1实施方式中,针对使用CD1的方差值的情况进行了说明,但还能够使用由多普勒处理部130生成的CD1数据的速度以及能量、由B模式处理部120生成的B模式数据所包含的亮度值将显示对象物分离成任意的区域。

[0082] 接着,使用图10,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明。图10是表示基于第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理的步骤的流程图。如图10所示,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1中,如果用于提高识别性的模式是ON(步骤S101肯定),则分离部171取得特征量的信息(方差、速度、能量、亮度等)(步骤S102)。

[0083] 而后,分离部171根据所取得的特征量和预先设定的阈值,将显示对象物分离(步骤S103)。接着,图像生成控制部172设定要配置由分离部171分离的区域的二维图像的深度(步骤S104),生成虚拟体数据(步骤S105)。

[0084] 之后,图像生成控制部172对于所生成的虚拟体数据执行与视差数对应的绘制处理(步骤S106)。并且,显示控制部173使显示器13显示通过图像生成控制部172的控制生成的视差图像组(步骤S107)。接着,深度设定部174判定是否接受了用于变更深度的深度变更要求(步骤S108)。

[0085] 在此,当接受了深度变更要求时(步骤S108肯定),深度设定部174返回到步骤S104,设定图像的深度。另一方面,当没有接受深度变更要求时(步骤S108否定),第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1结束处理。

[0086] 如上所述,根据第1实施方式,分离部171根据图像数据所包含的特征量,在深度方

向分离根据该图像数据描绘出的显示对象物的任意的区域。图像生成控制部172生成在由分离部171分离出的显示对象物的任意的区域反映出深度方向的信息的显示用的图像。显示控制部173使能够进行立体观测的显示器13显示由图像生成控制部172生成的显示用的图像。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够立体观测关心区域,能够提高图像的识别性。另外,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够通过提高图像的识别性,从而提高诊断精度、以及诊断效率。

[0087] 另外,根据第1实施方式,作为特征量,分离部171使用通过彩色多普勒法得到的速度、方差以及能量的信息中的至少1个。从而,当观察逆流、冠状血流时,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够特别地提高各个区域的识别性。

[0088] 另外,根据第1实施方式,图像数据是表示与速度相关的信息的数据,分离部171将方差作为特征量进行分离,以使得越是方差大的区域越是位于前方。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够使观察者关心的区域显示于前方,能够进一步提高图像的识别性。

[0089] 另外,根据第1实施方式,作为特征量,分离部171使用亮度的信息。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1在使用了造影剂的检查中,特别地提高关心区域的识别性。

[0090] 例如,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1通过将微泡(微小气泡)等从静脉注入作为造影剂来增强血流信号,从而能够在清晰地观察血流动态的造影回波法中,特别地提高造影像所描绘出的血流动态的识别性,能够提高癌症的鉴别诊断、慢性肝炎、肝硬化等弥漫性肝疾病的诊断等的诊断精度、诊断效率。

[0091] 另外,根据第1实施方式,分离部171将根据包含由任意的阈值设定的范围的特征量的图像数据所描绘出的区域作为显示对象物的任意的区域来提取。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够将特征量近似的区域由同一深度显示,能够进一步提高图像的识别性。

[0092] 例如,根据特征量,如果在空间以细的等级设定深度,则在靠近的区域中,深度可能会产生大不同。列举一个例子,在逆流中,即使在其内部方差值也有时不均衡,如果不均衡会反映在深度上,则识别性降低。第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1能够避免由于上述那样的特征量的不均衡而导致的识别性的降低。

[0093] 另外,根据第1实施方式,深度设定部174根据操作者的操作变更由图像生成控制部172生成的显示用的图像所具有的深度方向的信息。并且,图像生成控制部172生成反映出由深度设定部174设定的深度方向的信息的显示用的图像。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1还能够接受基于操作者的深度的设定,能够提供进一步提高识别性的图像。

[0094] (第2实施方式)

[0095] 然后,目前为止针对第1实施方式进行了说明,但除了上述的第1实施方式以外,还可以由各种不同的方式来实施。

[0096] 在上述的第1实施方式中,针对超声波诊断装置1生成显示立体观测图像的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以是图像处理装置生成显示立体观测图像的情况。此时,例如,图像处理装置取得B模式图像数据以及多普勒图像数据,根据特征量(速度、方差、能量、亮度)分离显示对象物的区域,生成将表示分离的区域的二维图像配

置于虚拟空间中的不同的深度方向的虚拟体数据。并且,图像处理装置根据所生成的虚拟体数据生成与视差数对应的视差图像组并进行显示。

[0097] 另外,在上述的第1实施方式中,针对使用二维的B模式图像数据以及多普勒图像数据的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,也可以使用三维的B模式图像数据以及多普勒图像数据。此时,例如,将根据三维的B模式图像数据以及多普勒图像数据生成的MPR图像、体绘制图像作为初始的图像,根据该初始的图像的特征量生成立体观测图像。

[0098] 另外,在上述的第1实施方式中,针对使用1个阈值,分离显示对象物的区域的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此。例如,也可以使用2个以上的阈值。

[0099] 另外,在上述的第1实施方式中,针对使用将特征量(方差值)的全部范围分离成2个范围的阈值的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以在特征量的全部范围中,使用分离表示特定的范围的特征量的区域的阈值。例如,也可以设定阈值,以使得对于图7的(B)所示的“a-b”的方差值变为“ $a < c1 \sim c2 < c < d1 \sim d2 < b$ ”,分别分离表示“ $c1 \sim c2$ ”和“ $d1 \sim d2$ ”所包含的特征量的区域。

[0100] 另外,在上述的第1实施方式中,针对预先设定阈值的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,也可以使用彩色多普勒图像的数据自动设定阈值。此时,例如,将多普勒图像的数据所包含的方差值由归一化分布表示,设定将特定的区域分离的阈值。

[0101] 在上述的第1实施方式中,针对通过变更虚拟体数据中的二维图像的配置间隔,来变更立体观测图像的深度的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以通过变更执行体绘制处理时的视差角,来变更立体观测图像的深度。

[0102] 在上述的第1实施方式中,针对使用1个特征量的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以是使用2个以上的特征量的情况。

[0103] 如以上说明的那样,根据第1以及第2实施方式,能够提高图像的识别性。

[0104] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围中。

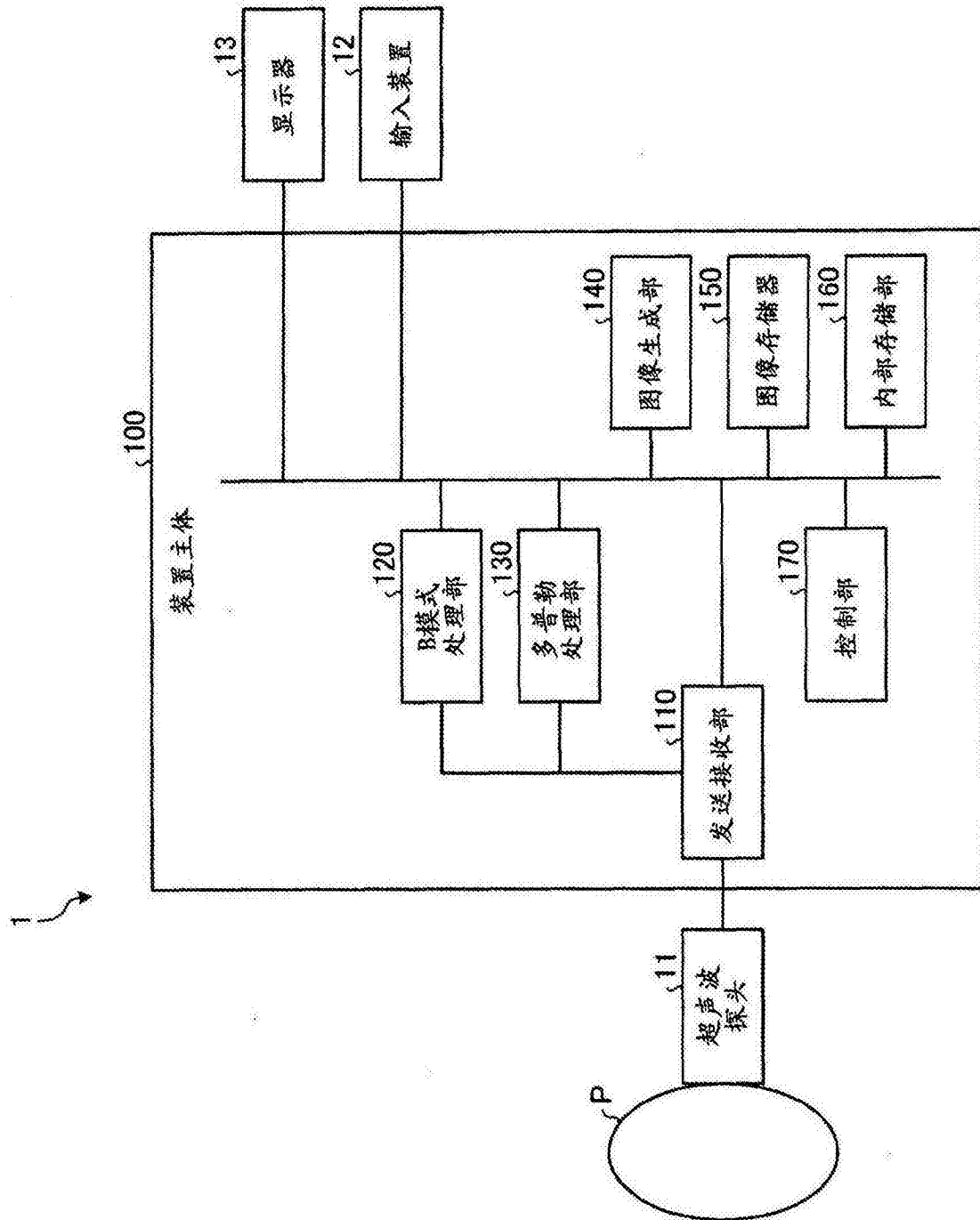


图1

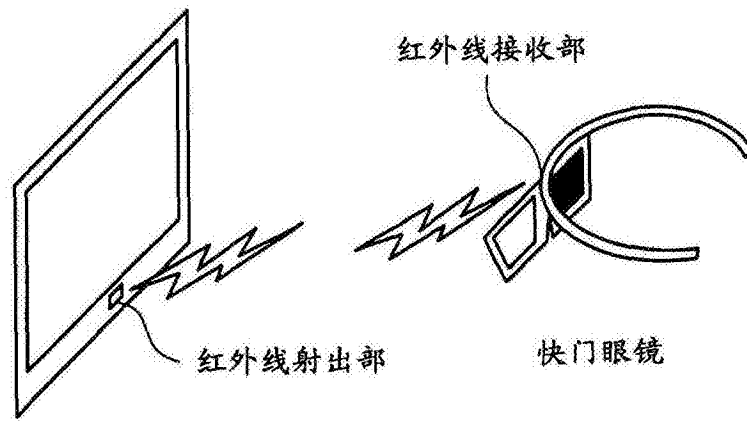


图2A

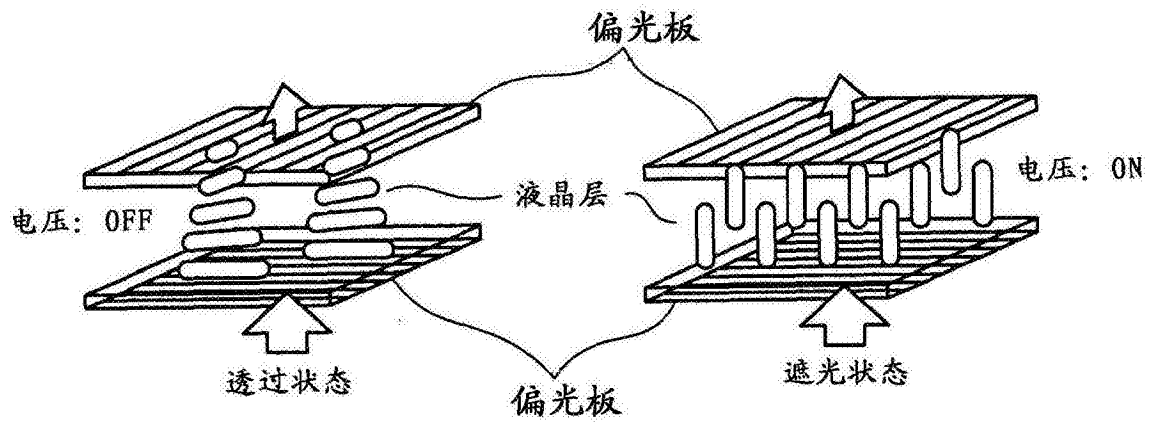


图2B

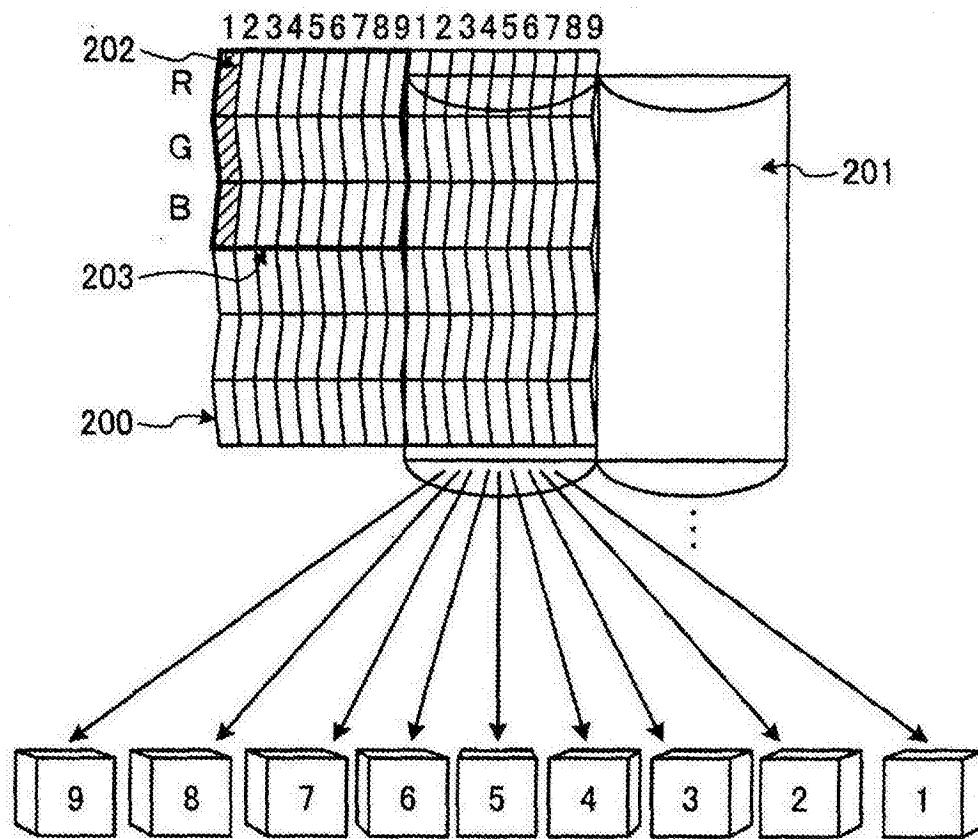


图3

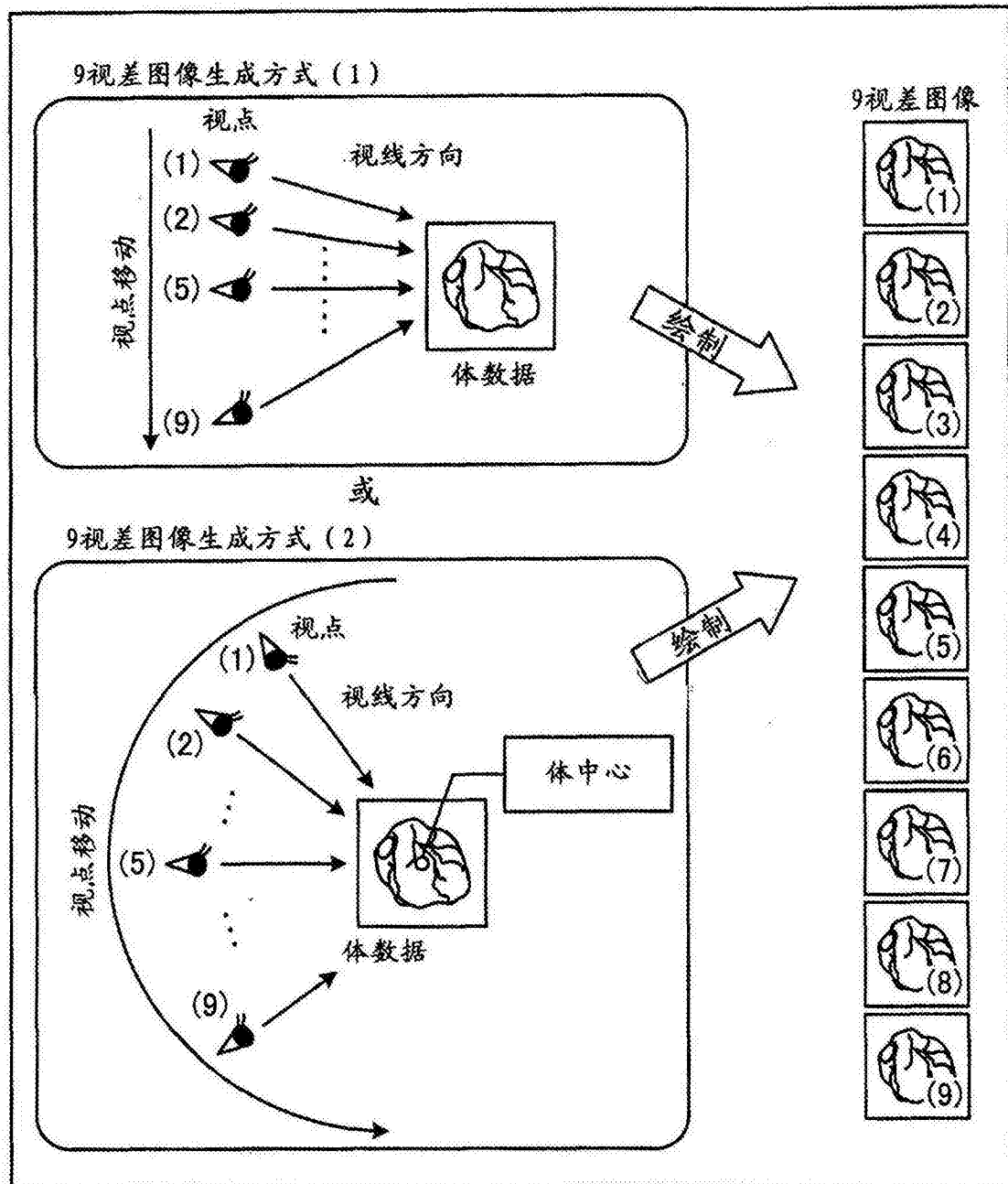


图4

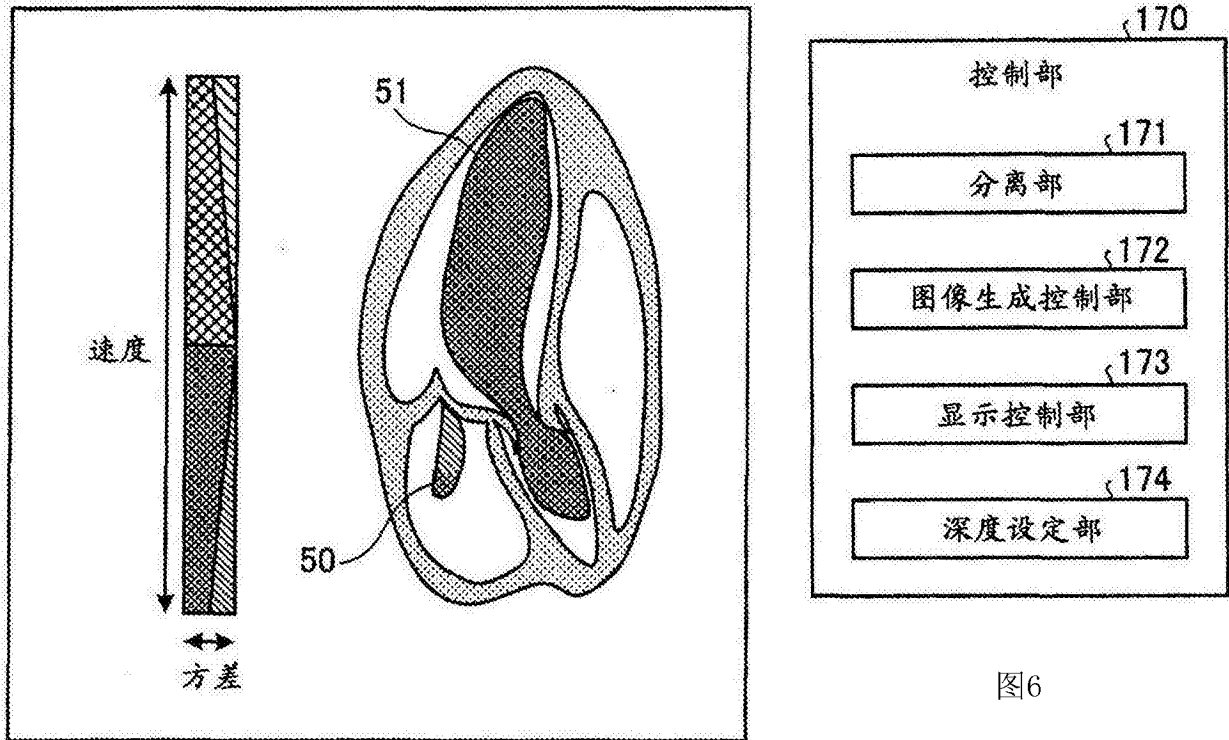


图6

图5

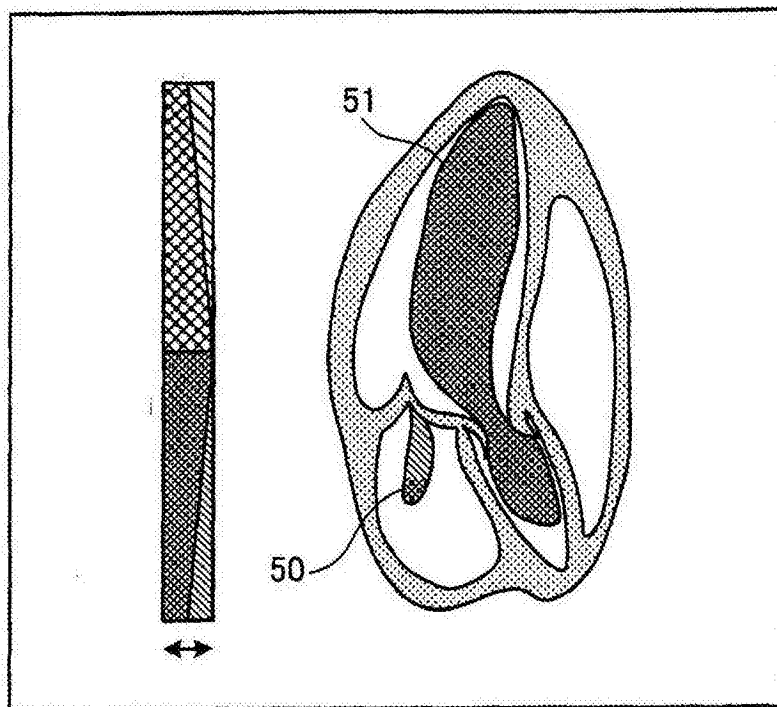


图7A

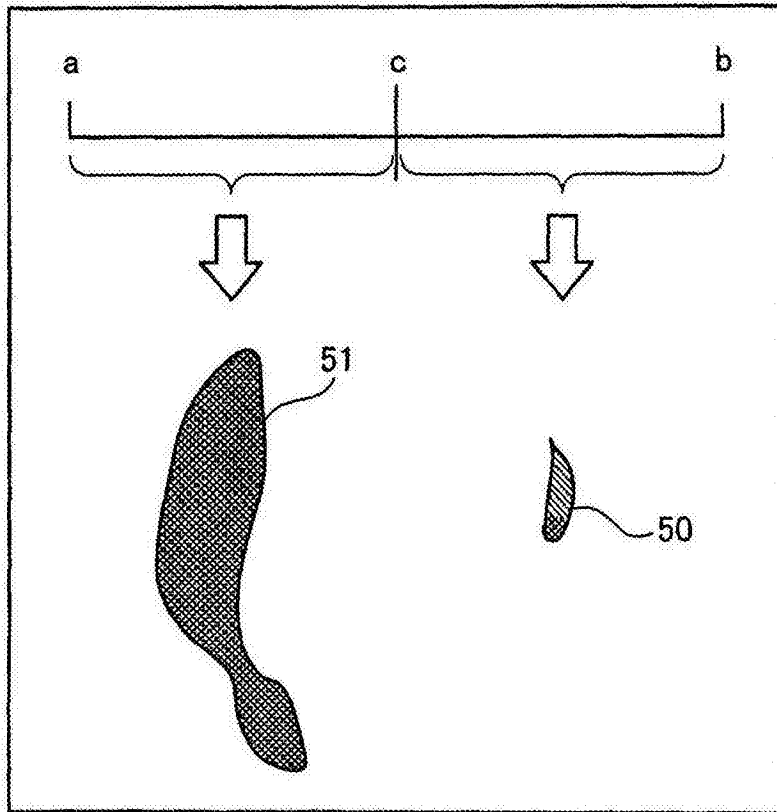


图7B

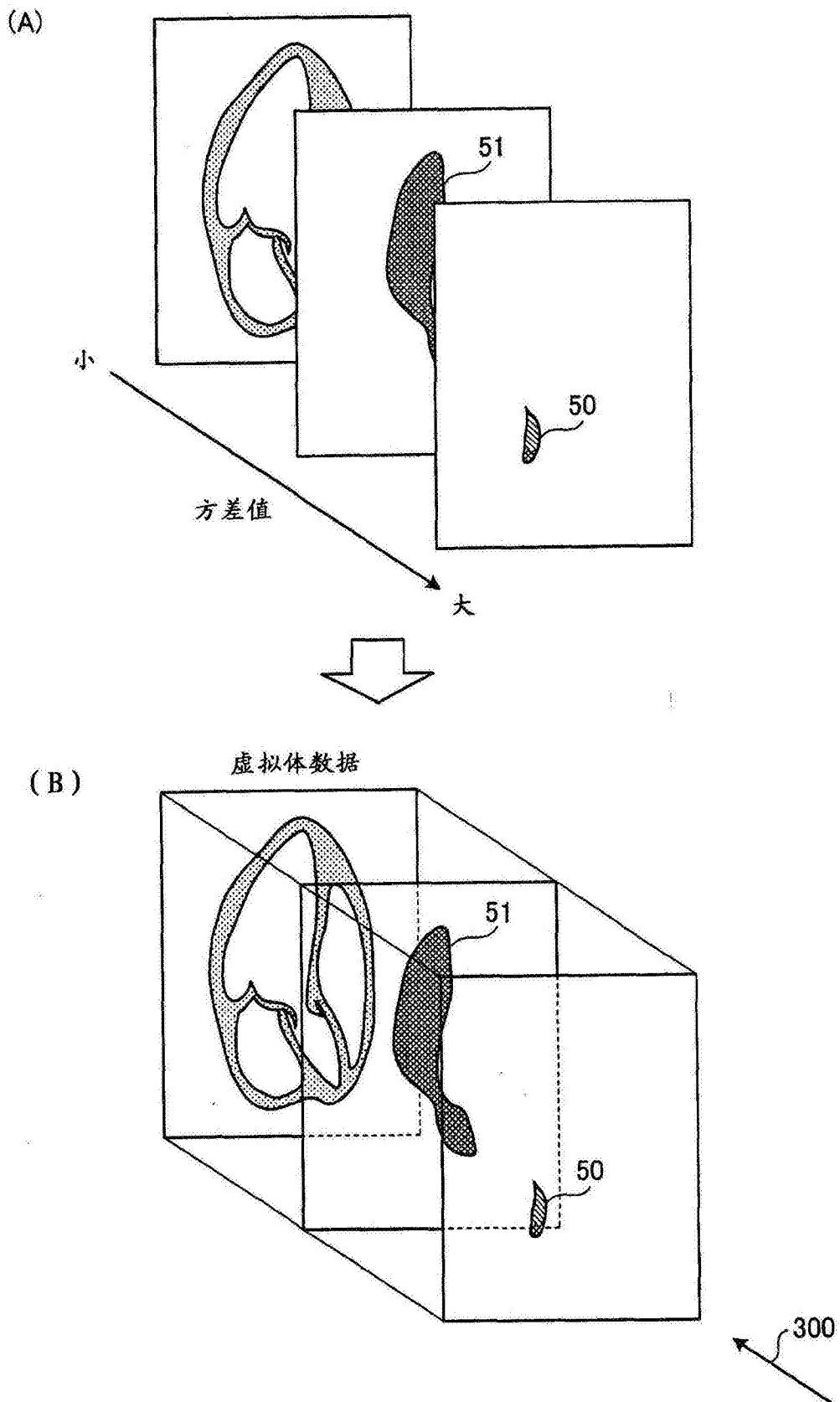


图8

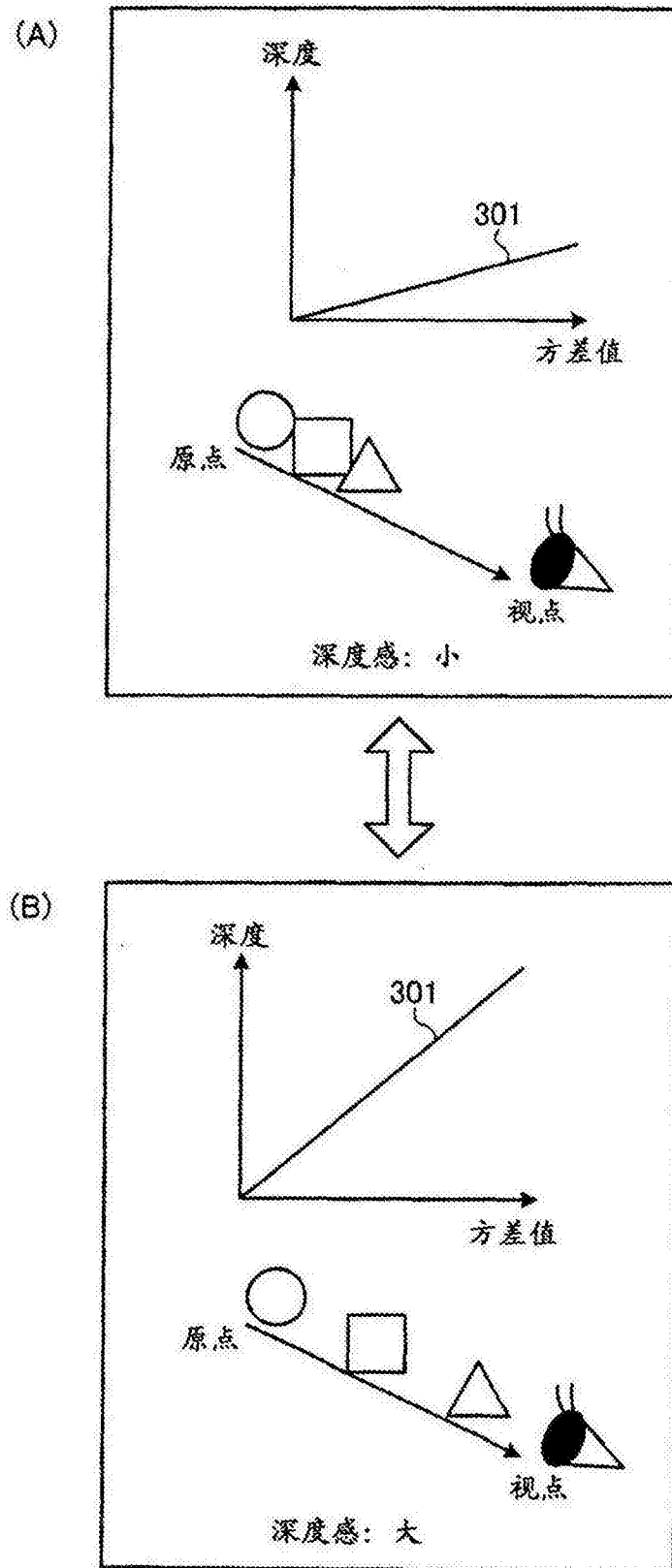


图9

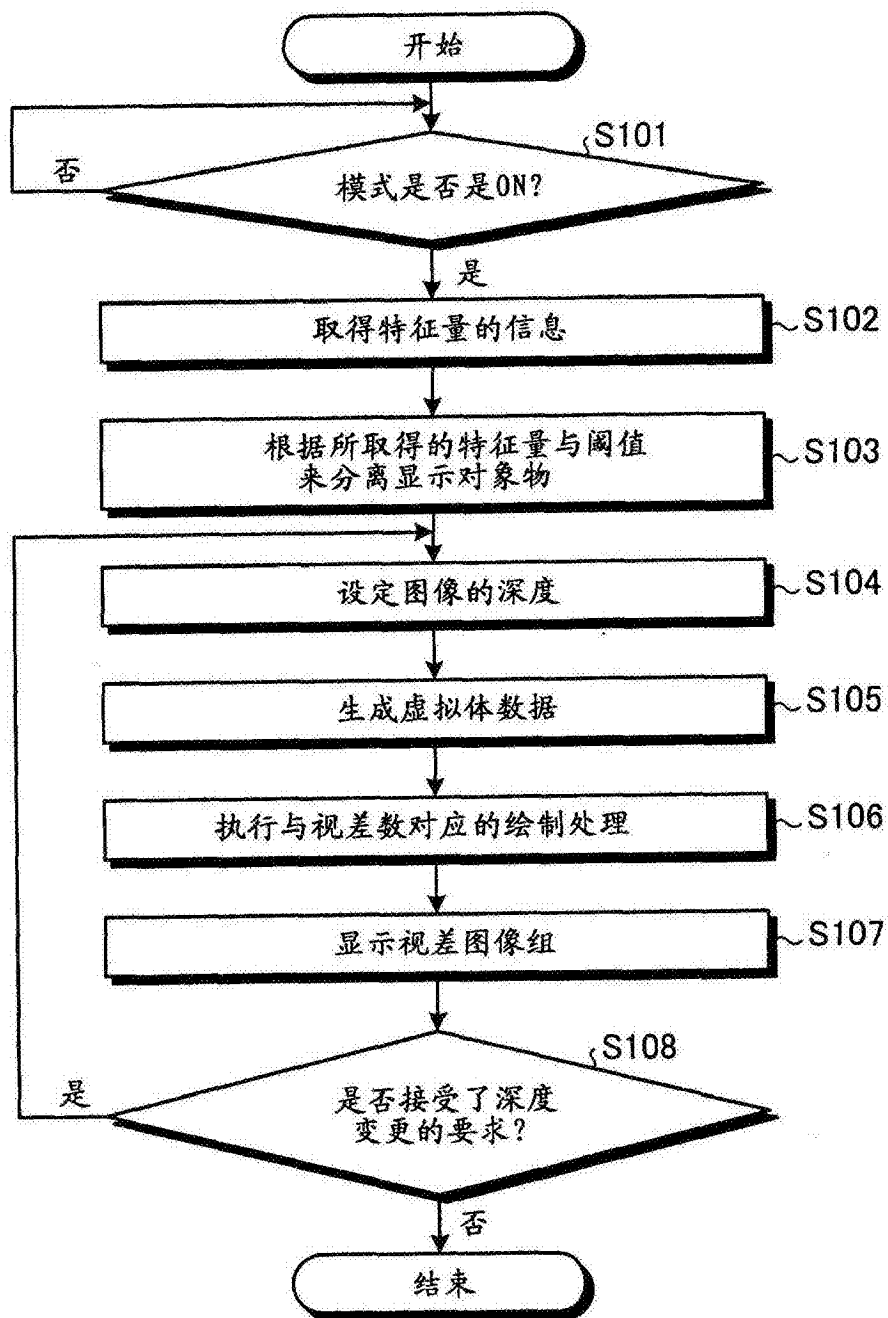


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像处理装置		
公开(公告)号	CN103561659B	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201280024418.5	申请日	2012-05-09
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	西原财光 泻口宗基 掛江明弘 畔上美绪		
发明人	西原财光 泻口宗基 掛江明弘 畔上美绪		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T19/00		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/0883 A61B8/462 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/54 G06T7/0012 H04N13/128 H04N13/305 H04N13/341		
代理人(译)	肖靖		
审查员(译)	郑亮		
优先权	2011115935 2011-05-24 JP		
其他公开文献	CN103561659A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在实施方式的超声波诊断装置中，分离部根据图像数据所包含的特征量，在深度方向分离根据该图像数据描绘出的显示对象物的任意的区域。图像生成控制部生成在由分离部分离出的显示对象物的任意的区域反映出深度方向的信息的显示用的图像。显示控制部使能够进行立体观测的显示器显示由图像生成控制部生成的显示用的图像。

