



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102573653 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 15

(21) 申请号 201180003357. X

A61B 8/06 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 10. 18

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-234666 2010. 10. 19 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 02. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/073943 2011. 10. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/053514 JA 2012. 04. 26

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京

1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

体数据取得单元,基于B模式用超声波对被检体的包含管腔的三维区域进行扫描,从而取得与该三维区域对应的第一体数据,并且基于血流检测模式用超声波对上述三维区域进行扫描,从而取得第二体数据;

设定单元,在上述管腔内设定视点,并且以该视点为基准设定多个视线;

判定单元,判定上述多个视线中的排列有与上述管腔外对应的组织数据和与上述管腔外的血流对应的血流数据的视线;

控制单元,至少控制判定出的视线上存在的上述组织数据的各体素所附带的参数值;

图像生成单元,使用上述第二体数据和包含上述参数值被进行了控制的体素的上述第一体数据,生成基于上述视点的虚拟内窥镜图像;以及

显示单元,显示上述虚拟内窥镜图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在作为与上述管腔内区域对应的数据而存在血流数据的情况下,上述控制单元至少控制与该管腔内区域对应的数据的各体素所附带的参数值。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元控制与上述管腔内区域所对应的数据对应的区域的各体素所附带的参数值,以使上述管腔内的血流变为透明或者半透明。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元控制与上述组织数据对应的区域的各体素

对上述第一体数据以及上述第二体数据的至少一方设定至少一个断面,生成与该至少一个断面对应的断面图像,

上述显示单元将上述断面图像与上述虚拟内窥镜图像一起显示。

12. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:

体数据存储单元,存储基于B模式用超声波对被检体的包括管腔的三维区域进行扫描而取得的第一体数据、以及基于血流检测模式用超声波对上述三维区域进行扫描而取得第二体数据;

设定单元,在上述管腔内设定视点,并且以该视点为基准设定多个视线;

判定单元,判定上述多个视线中的排列有与上述管腔外对应的组织数据和与上述管腔外的血流对应的血流数据的视线;

控制单元,至少控制判定出的视线上存在的上述组织数据的各体素所附带的参数值;

图像生成单元,使用上述第二体数据和包含上述参数值被进行了控制的体素的上述第一体数据,生成基于上述视点的虚拟内窥镜图像;以及

显示单元,显示上述虚拟内窥镜图像。

13. 根据权利要求12所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

在作为与上述管腔内区域对应的数据而存在血流数据的情况下,上述控制单元至少控制与该管腔内区域对应的数据的各体素所附带的参数值。

14. 根据权利要求13所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述控制单元控制与上述管腔内

上述图像生成单元通过体绘制处理,生成上述虚拟内窥镜图像。

22. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述图像生成单元将上述视点和上述虚拟内窥镜图像上被指定的任意点作为基准,针对上述第一体数据以及上述第二体数据的至少一方设定至少一个断面,生成与该至少一个断面对应的断面图像,

上述显示单元将上述断面图像与上述虚拟内窥镜图像一起显示。

23. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,该超声波图像处理方法使用基于 B 模式用超声波对被检体的包括管腔的三维区域进行扫描而取得的第一体数据、以及基于血流检测模式用超声波对上述三维区域进行扫描而取得的第二体数据,包括以下步骤:

在上述管腔内设定视点,并且以该视点为基准设定多个视线,

判定上述多个视线中的排列有与上述管腔外对应的组织数据和与上述管腔外的血流对应的血流数据的视线,

至少控制判定出的视线上存在的上述组织数据的各体素所附带的参数值;

使用上述第二体数据和包含上述参数值被进行了控制的体素的上述第一体数据,生成基于上述视点的虚拟内窥镜图像,

显示上述虚拟内窥镜图像。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及在超声波图像诊断的三维图像显示中,能够将内腔像与内腔附近的血流像同时图像化的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是将由设置于超声波探头的振动元件产生的超声波脉冲向被检体内放射,通过上述振动元件接收因被检体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波,来收集生物体信息的装置,由于通过将超声波探头与体表接触的简单操作便能够实现图像数据的实时显示,所以被广泛用于各种脏器的状态诊断、功能诊断。

[0003] 特别是近年来,通过使多个振动元件 1 维排列的超声波探头以机械式移动的方法或者使用多个振动元件二维排列的超声波探头的方法,对被检体的诊断对象部位进行三维扫描,然后利用通过该三维扫描收集到的三维数据(体数据:volume data),生成三维图像数据、MPR(Multi-Planar Reconstruction)图像数据等,能够实现更有高度的诊断、治疗。

[0004] 另一方面,提出了一种在通过针对被检体的三维扫描而得到的体数据的管腔脏器的内虚拟设定观察者的视点和视线方向,将从该视点观察的管腔脏器的内表面作为虚拟内窥镜图像(或者飞行浏览(fly through)图像)数据来进行观察的方法。根据该方法,可以基于从被检体的体外收集到的体数据,生成内窥镜的图像数据并进行显示,能够大幅降低检查时对被检体的创伤度。并且,由于对于难以插入内窥镜观测器的细消化管、血管等管腔脏器也能够任意设定视点、视线方向,所以可以安全且高效地进行通过以往的内窥镜检查不能实现的高精度检查。

[0005] 不过,要求能同时观察在虚拟内窥镜图像中被埋于组织内的管壁附近的血流。目前,同时显示 B 模式与血流的三维图像的超声波

[0011] 本发明鉴于上述情况而提出,其目的在于,提供一种在虚拟内窥镜图像中使管壁附近的血流恰当地图像化的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法。

[0012] 用于解决问题的手段

[0013] 一个实施方式涉及的超声波诊断装置具备:体数据取得单元,基于B模式用超声波对被检体的包含管腔的三维区域进行扫描,从而取得与该三维区域对应的第一体数据,并且基于血流检测模式用超声波对上述三维区域进行扫描,从而取得第二体数据;设定单元,在上述管腔内设定视点和以该视点为基准的多个视线;判定单元,判定上述多个视线中的排列有与上述管腔外对应的组织数据和与上述管腔外的血流对应的血流数据的视线;控制单元,至少控制判定出的视线上存在的上述组织数据的各体素所附带的参数值;图像生成单元,使用上述第二体数据和包含上述参数值被进行了控制的体素的上述第一体数据,生成基于上述视点的虚拟内窥镜图像;以及显示单元,显示上述虚拟内窥镜图像。

附图说明

[0014] 图1表示了本实施方式涉及的超声波诊断装置1的模块构成图。

[0015] 图2是表示本管腔附近血流描绘处理的流程的流程图。

[0016] 图3是用于说明对视点、视体积、视线进行设定的处理的图。

[0017] 图4是用于说明对视点、视体积、视线进行设定的处理的图。

[0018] 图5是用于对视线贯穿了管壁附近组织的血流时的数据排列顺序判定处理进行说明的图。

[0019] 图6是用于对视线贯穿了管壁附近组织的血流时的体绘制(Volume Rendering)处理进行说明的图。

储单元 31、接口单元 32。以下,对各个构成要素的功能进行说明。

[0028] 超声波探头 12 是针对被检体发送超声波,并接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的器件(探头),在其前端具有排列多个的压电振子、整合层、背衬材料(backing material)等。压电振子基于来自超声波发送单元 21 的驱动信号,向扫描区域内的所希望的方向发送超声波,并将来自该被检体的反射波转换成电信号。整合层是被设置于该压电振子上,用于使超声波能量高效传播的中间层。背衬材料防止超声波从该压电振子向后方传播。如果从该超声波探头 12 向被检体 P 发送了超声波,则该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面不断反射,作为回波信号由超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅取决于进行反射的不连续面上的声阻抗之差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流反射时的回波基于多普勒效应而取决于移动体的超声波收发方向的速度成分,受到频率偏移。

[0029] 其中,本实施方式涉及的超声波探头 12 能够取得体数据,设为二维阵列探头(多个超声波振子被排列成二维矩阵状的探头)、或者机械 4D 探头(使超声波振子列一边向与其排列方向正交的方向机械式摆动,一边能够执行超声波扫描的探头)。但是,并不局限于该例,也可以采用例如一维阵列探头作为超声波探头 12,一边通过手动使其摆动一边进行超声波扫描,也能够取得体数据。

[0030] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有将来自操作人员的各种指示、条件、关注区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等输入到装置主体 11 的各种开关、按钮、跟踪球、鼠标、键盘等。另外,输入装置 13 具有在后述的管腔附近血流描绘功能中用于输入诊断部位的专用开关、用于对图像化所使用的彩色数据的范围进行控制的专用旋钮、用于对体素(voxel)的透明度(不透明度)进行控制的专用旋钮等。

[0031] 显示器 14 基于来自显示处理单元 30 的视频信号,将生物体内的形态学信息、血流信息显示为图像

处理等,生成信号强度以亮度的明亮度来表现的数据。

[0036] 血流检测单元 24 由从接收单元 22 接收到的回波信号中提取出血流信号,生成血流数据。血流的提取通常通过 CFM(Color Flow Mapping) 进行。该情况下,对血流信号进行解析,针对多点求出平均速度、色散、动力(power)等血流信息作为血流数据。

[0037] RAW 数据存储单元 25 利用从 B 模式处理单元 23 接收到的多个 B 模式数据,生成作为三维超声波扫描线上的 B 模式数据的 B 模式 RAW 数据。另外,RAW 数据存储单元 25 利用从血流检测单元 24 接收到的多个血流数据,生成作为三维超声波扫描线上的血流数据的血流 RAW 数据。此外,为了使噪声降低、图像的连续良好,可以在 RAW 数据存储单元 25 之后插入三维的滤波器,进行空间性的滤波(smoothing)。

[0038] 体数据生成单元 26 通过执行 RAW-体素变换,由此根据从 RAW 数据存储单元 25 接收到的 B 模式 RAW 数据生成 B 模式体数据。该 RAW-体素变换通过考虑了空间性的位置信息的插值处理,生成在后述的管腔附近血流描绘功能中使用的视体积内的各视线上的 B 模式体素数据。同样,体数据生成单元 26 通过执行 RAW-体素变换,根据从 RAW 数据存储单元 25 接收到的血流 RAW 数据生成视体积内的各视线上的流流体数据。

[0039] 管腔附近血流描绘单元 27 基于来自控制处理器 29 的控制,对在体数据生成单元 26 中生成的体数据,执行遵照后述的管腔附近血流描绘功能的各处理。

[0040] 图像处理单元 28 针对从体数据生成单元 26、管腔附近血流描绘单元 27 接收到的体数据,进行体绘制、多断面变换显示(MPR:multi planar reconstruction)、最大值投影显示(MIP:maximum intensity projection)等规定的图像处理。特别是当在遵照后述的管腔附近血流描绘功能的处理中,经由输入装置

[0046] （管腔附近血流描绘功能）

[0047] 接下来,对本超声波诊断装置 1 所具有的管腔附近血流描绘功能进行说明。该功能用于在虚拟内窥镜图像中将埋于组织内的管壁附近的血流恰当地图像化。此外,虽然本功能通过虚拟内窥镜图像将作为诊断对象的脏器、血管的内腔（囊肿、管腔）图像化,但在本实施方式中,为了具体进行说明,将管腔作为诊断对象,并设想在管壁附近的组织内有血流的情况。另外,在本实施方式中,以使用通过 CFM 模式拍摄的彩色数据（速度、色散、动力等）作为血流数据的情况为例。但并不限于该例,例如也可以采用使用造影剂拍摄到的血流数据。使用了造影剂的血流数据例如能够通过提取在血流信号的提取中采用谐波(harmonic)法,并对提取出的血流信号执行 B 模式处理来取得。

[0048] 图 2 是表示本管腔附近血流描绘处理的流程的流程图。以下,对各步骤中的处理内容进行说明。

[0049] [接受患者信息、收发条件的输入:步骤 S1]

[0050] 经由输入装置 13 执行患者信息的输入、收发条件（用于决定被扫描区域的大小的视场角、焦点位置、发送电压等）、用于对被检体的规定区域进行超声波扫描的拍摄模式、扫描序列等的选择（步骤 S1）。所输入、选择的各种信息及条件等被自动地存储到存储单元 31 中。

[0051] [取得 B 模式体数据以及彩色体数据:步骤 S2]

[0052] 超声波探头 12 与被检体表面的所希望的位置抵接,将包含诊断部位（当前情况为管腔）的三维区域作为被扫描区域,执行基于 B 模式以及 CFM 模式的超声波同时扫描。通过基于 B 模式的超声波扫描而取得的回波信号依次经由超声波接收单元 22 被发送给 B 模式处理单元 23。B 模式处理单元 23 执行对数放大处理、包络线检波处理等

多个直线的每个。各视线上的 B 模式数据、彩色数据在按每个视线进行了重叠后,被按每个视线保存到未图示的管腔附近血流描绘单元 27 内的视线数据存储单元中。

[0057] [数据排列顺序的判定:步骤 S4]

[0058] 可认为视线数据存储单元中保存的、存在于各视线上的各点的体素数据与空隙数据(对应于空隙的数据)、B 模式数据、彩色数据这 3 个中的某一个对应。管腔附近血流描绘单元 27 针对各视线,判定从视点观察时的空隙数据、B 模式数据、彩色数据的排列顺序以及彩色数据的位置信息(步骤 S4)。

[0059] 例如,考虑某一个视线贯穿了管壁附近组织的血流的情况。该情况下,如图 5 的上段所示,在视体积内从视点观察,按照空隙数据、B 模式数据、彩色数据、B 模式数据的顺序排列各数据(为了方便起见,将与空隙数据邻接的 B 模式数据称为“第一 B 模式数据”,将另外的 B 模式数据称为“第二 B 模式数据”)。管腔附近血流描绘单元 27 可以根据视线上的各体素的三维位置信息、由视点的位置信息获得的各体素距离视点的距离,判定从视点观看时的空隙数据、B 模式数据、彩色数据的排列顺序。另外,管腔附近血流描绘单元 27 利用该排列顺序的信息,判定从视点沿视线行进时的最初的彩色数据的位置信息。

[0060] 此外,例如在作为三维正交坐标将视点设定为原点的情况下,视线上的各点的 X 坐标、Y 坐标、Z 坐标的绝对值越远离视点越大。因此,该情况下,可以根据视线上的各点的坐标的值简易地判定数据的排列顺序。

[0061] [B 模式体数据的各体素值的置换:步骤 S5]

[0062] 接下来,管腔附近血流描绘单元 27 至少控制组织数据的各体素所附带的参数值(步骤 S5)。即,管腔附近血流描绘单元 27 针对各视线,如图 5 的下段所示那样,将比上述步骤 S4 中被判定了

[0068] 所生成的包含埋于组织内的管壁附近的血流的虚拟内窥镜图像例如以图 7 所示那样的形态显示于显示器 14(步骤 S7)。观察者通过对所显示的虚拟内窥镜图像进行观察,能够容易且迅速地视觉辨认疾病部位与管壁附近的血流的位置关系。

[0069] (变形例 1)

[0070] 在上述实施方式中,对如图 8 上段所示那样,第一 B 模式数据的后面的彩色数据位于离管壁近的位置的情况进行了说明。与此相对,还可以设想第一 B 模式数据的后面的彩色数据位于与管壁充分远离的位置的情况。该情况下,在上述步骤 S4 的处理中,还可以如图 8 下段所示,将成为图像化的对象的彩色数据的范围限定为离管壁的一定距离,使比其远的彩色数据无效而不显示。在如此使较远的彩色数据无效的情况下,利用第一 B 模式数据进行体绘制,将其后面的彩色数据、第二 B 模式数据置换成空隙数据。此时,求出距离管壁的垂直的一定距离更好,但也可以简单地从视线上的第一 B 模式数据的起始处开始使一定距离的彩色数据有效。

[0071] 定义该图像化所使用的彩色数据的范围的离管壁的距离还能够利用按每个诊断部位预先设定了该距离的变换表,由装置自动设定。并且,也可以通过使用了输入装置 13 的旋钮的手动操作,将离管壁的距离变更为任意的值。在使用变换表的情况下,如果通过图 8 所示那样的诊断部位设定开关(SW)等选择了规定的部位,则管腔附近血流描绘单元 27 通过根据该被选择的部位与变换表,决定离管壁的一定距离,来决定图像化的彩色数据的范围,将该距离范围之外的彩色数据、第二 B 模式数据置换成空隙数据。图像处理单元 28 利用置换处理后的视体积内的体数据,执行体绘制。另外,在利用输入装置 13 的旋钮变更离管壁的距离时,如果通过图 8 所示那样的旋钮变更离管壁的一定距离,则管腔附近血流描绘单元 27 利用变更后的离管壁的一定距离来决定图像化的彩色数据的范围,将该距离范围之外的彩色数据、第二 B 模式数据置换成空隙数据。图像处理单元 28 利用置换处理后的视体积内的体数据执行体绘制。

[0072

[0076] 在上述实施方式中,以管腔内不存在血流的情况(在视点的最近前侧具有空隙数据的情况)为例进行了说明。与此相对,存在在管腔内有血流的情况(在视点的最近前侧存在彩色数据而不是空隙数据的情况)。在本变形例中,对该情况的处理进行说明。

[0077] 图 11 是在管腔内有血流的情况(即,管腔内具有第一彩色数据的情况)下,视线贯穿了与管壁附近的血流对应的第二彩色数据的例子。另外,图 12 是在同样管腔内有血流的情况下,视线未贯穿与管壁附近的血流对应的第二彩色数据的例子。在图 11 的例子中,从视点观察,在视体积内以第一彩色数据、第一 B 模式数据、第二彩色数据、第二 B 模式数据这一顺序排列。在图 12 的例子中,从视点观察,在视体积内以第一彩色数据、B 模式数据的顺序排列。在任意的例子中,都获得了数据的排列顺序以及位置信息。因此,管腔附近血流描绘单元 27 可以利用数据的排列顺序以及位置信息,知晓从视点沿着视线行进时的第一彩色数据的位置信息。在将该第一彩色数据置换成空隙数据后,执行与上述步骤 S4 同样的处理。由此,与管腔内的血流的有无无关,能够恰当地生成并显示包括埋于组织内的管壁附近的血流的虚拟内窥镜图像。

[0078] (应用例)

[0079] 可以利用通过上述实施方式的处理而生成的虚拟内窥镜图像,设定 MPR(Multi-Planar Reconstruction)断面、正交三断面,自动地显示与该断面对应的图像。即,图像处理单元 28 将被管腔附近血流描绘处理使用的视点与在虚拟内窥镜图像上指定的任意的点作为基准,针对 B 模式体数据以及彩色体数据的至少一方设定 MPR 断面或者正交三断面。图像处理单元 28 生成与所设定的 MPR 断面或者正交三断面对应的图像。生成的断面图像例如与虚拟内窥镜图像一同以规定的形态被显示于显示器 14。其中,优选所设定的断面能够按照从输入装置 13 输入的指示而相对虚拟内窥镜图像旋转,或者可以任意控制其位置、朝向。

[0080] (效果)

[0081] 根据以上叙述的本超声波诊断装置,在视体积内的各视线上,判定从视点

时,可以恰当地对管壁(管组织)本身进行图像化,能够提供高质量的诊断图像。

[0084] 此外,本发明并不仅限于上述实施方式,在实施阶段可以在不脱离其主旨的范围变更构成要素而具体化。作为具体的变形例,例如有以下那样的例子。

[0085] (1) 本实施方式涉及的各项功能还可以通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机中,并将它们在存储器上展开来实现。此时,可使计算机执行该方法的程序能够保存到磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质来发布。

[0086] (2) 在上述实施方式中,表示了假想管腔内并采用透视投影的例子。但并不限于该例,也可以采用视点位于无限远的平行投影。

[0087] (3) 在上述实施方式中,举例说明了利用由超声波诊断装置取得的超声波数据的情况。但是,上述实施方式涉及的方法并不限于超声波数据,例如只要是由 X 射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置、X 射线诊断装置等取得的、包括组织数据与血流数据的三维图像数据便能应用。

[0088] 另外,可以通过上述实施方式所公开的多个构成要素的恰当组合,来形成各种发明。例如,可以从实施方式所展示的所有构成要素中删除几个构成要素。并且,也可以将不同实施方式中的构成要素适当组合。

[0089] 附图标记说明:

[0090] 1... 超声波诊断装置,12... 超声波探头,13... 输入装置,14... 显示器,21... 超声波发送单元,22... 超声波接收单元,23... B 模式处理单元,24... 血流检测单元,25... RAW 数据存储器,26... 体数据生成单元,27... 管腔附近血流描绘单元,28... 图像处理单元,29... 控制处理器,30... 显示处理单元,31... 存储单元,32... 接口单元。

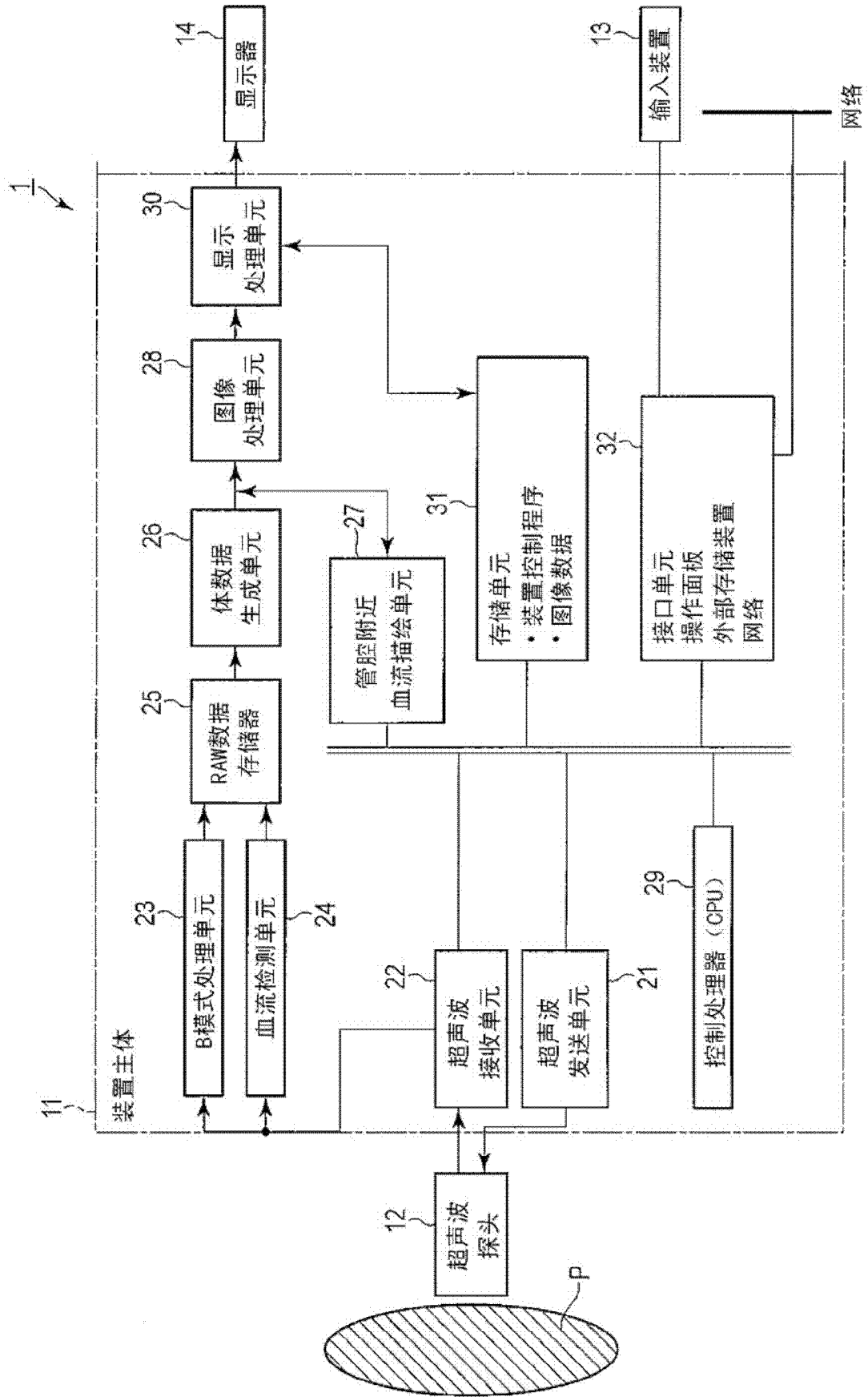


图 1

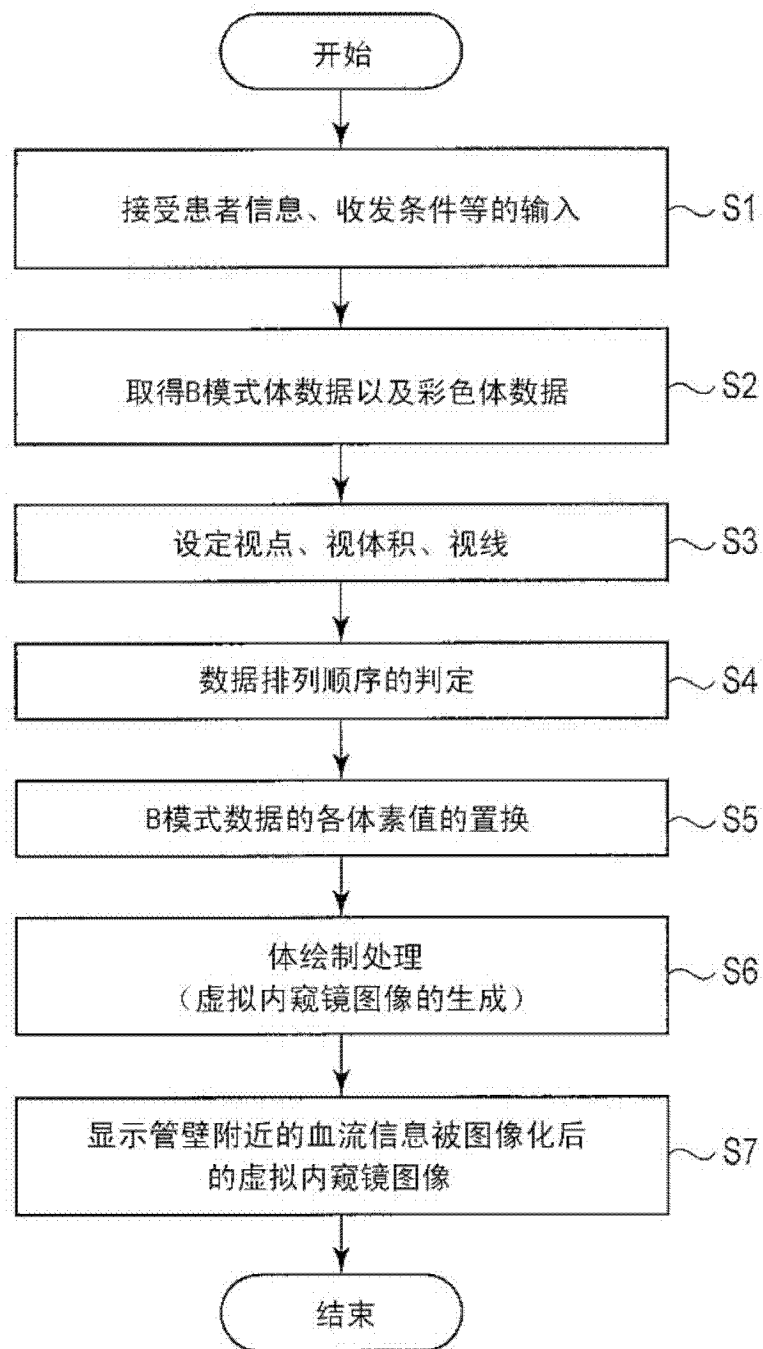


图 2

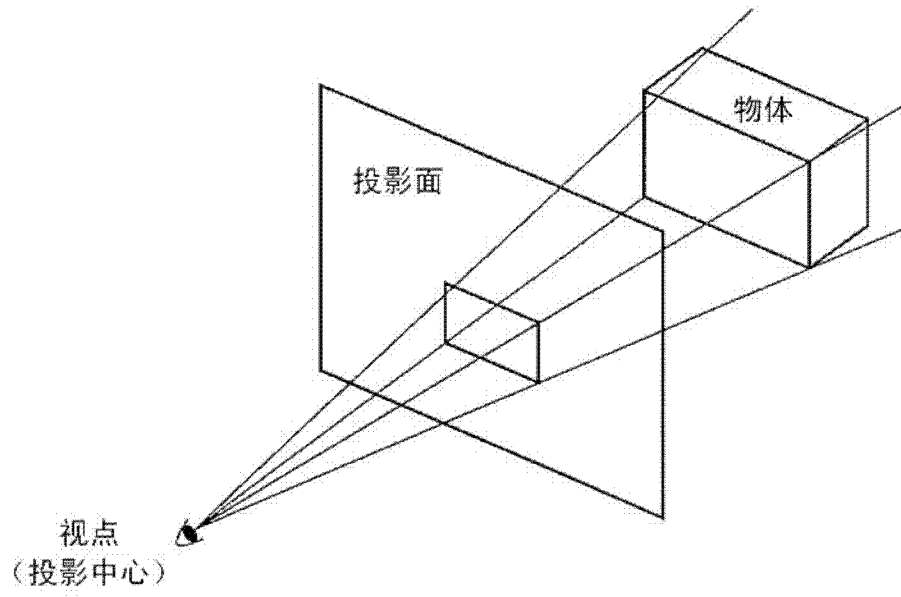
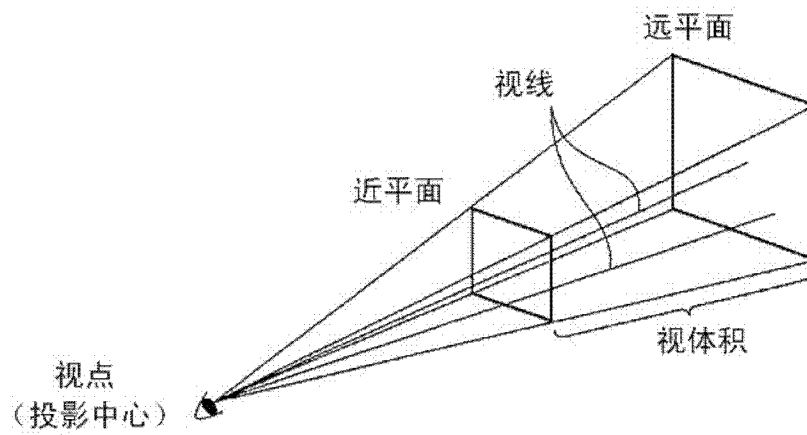


图 3



(b) 透视投影的视体积与视线

图 4

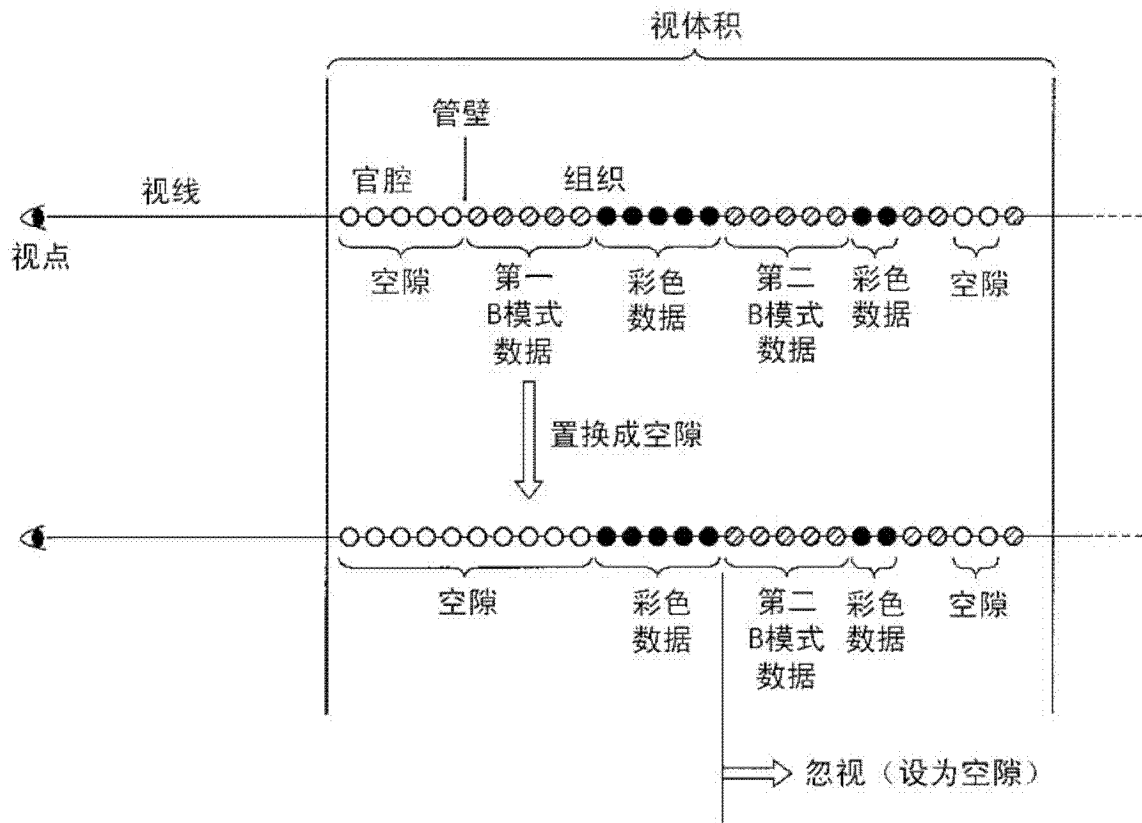




图 7

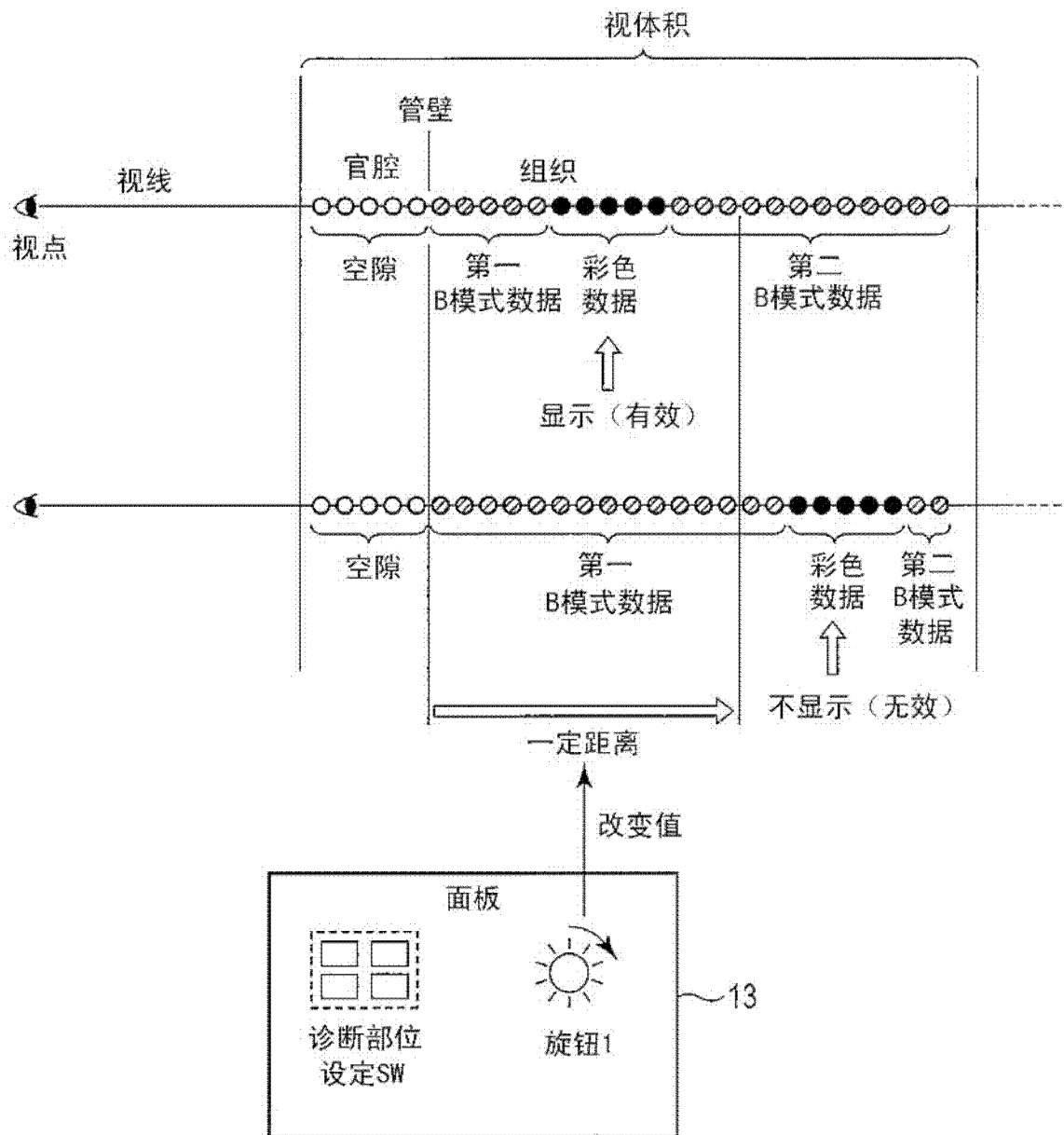
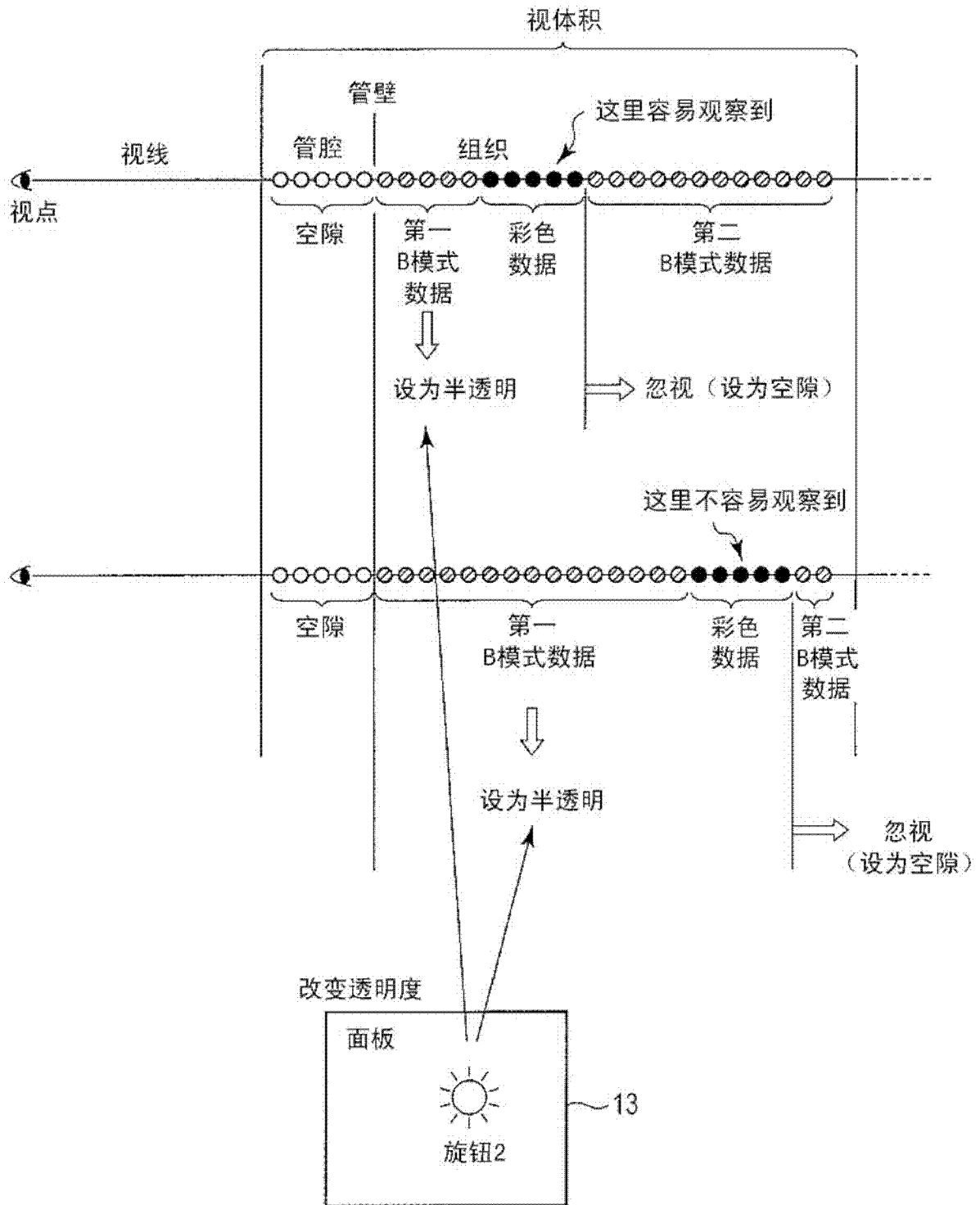


图 8



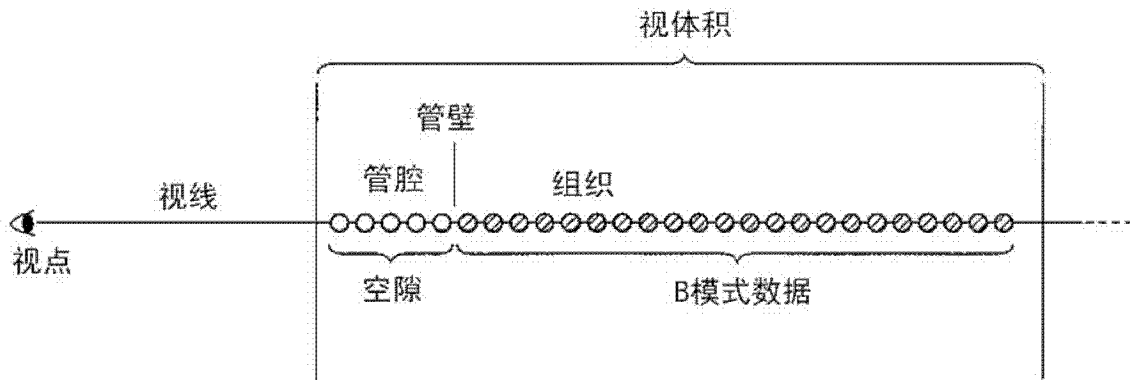


图 10

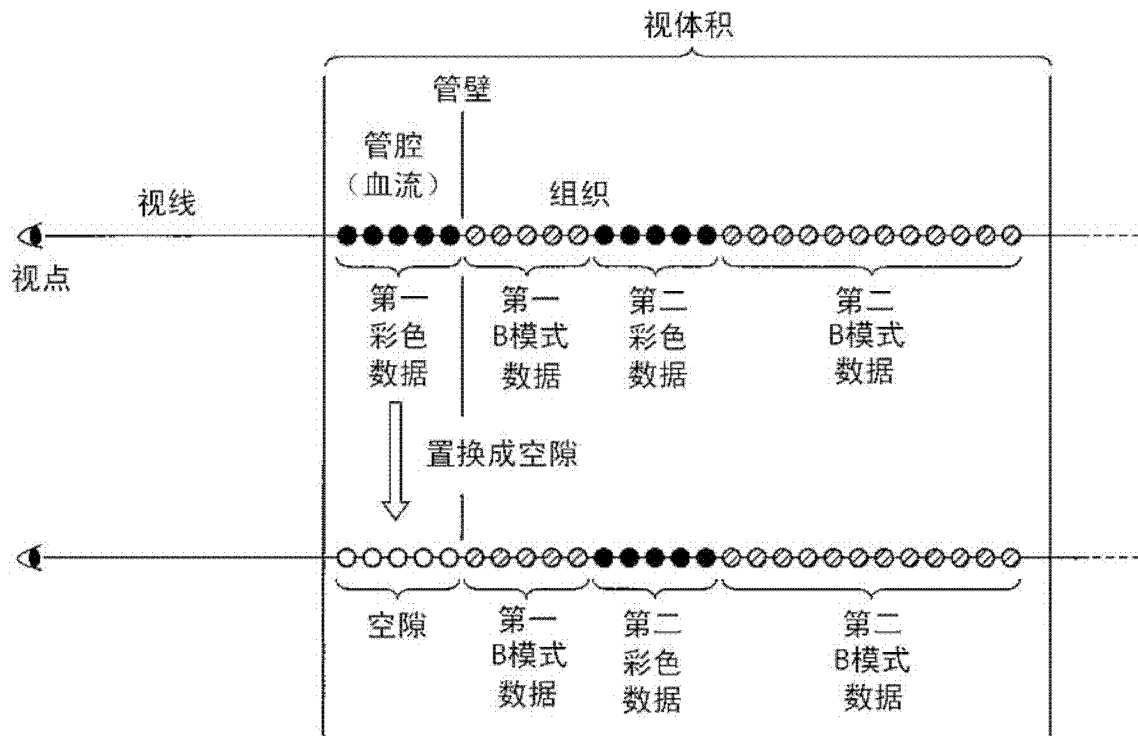


图 11

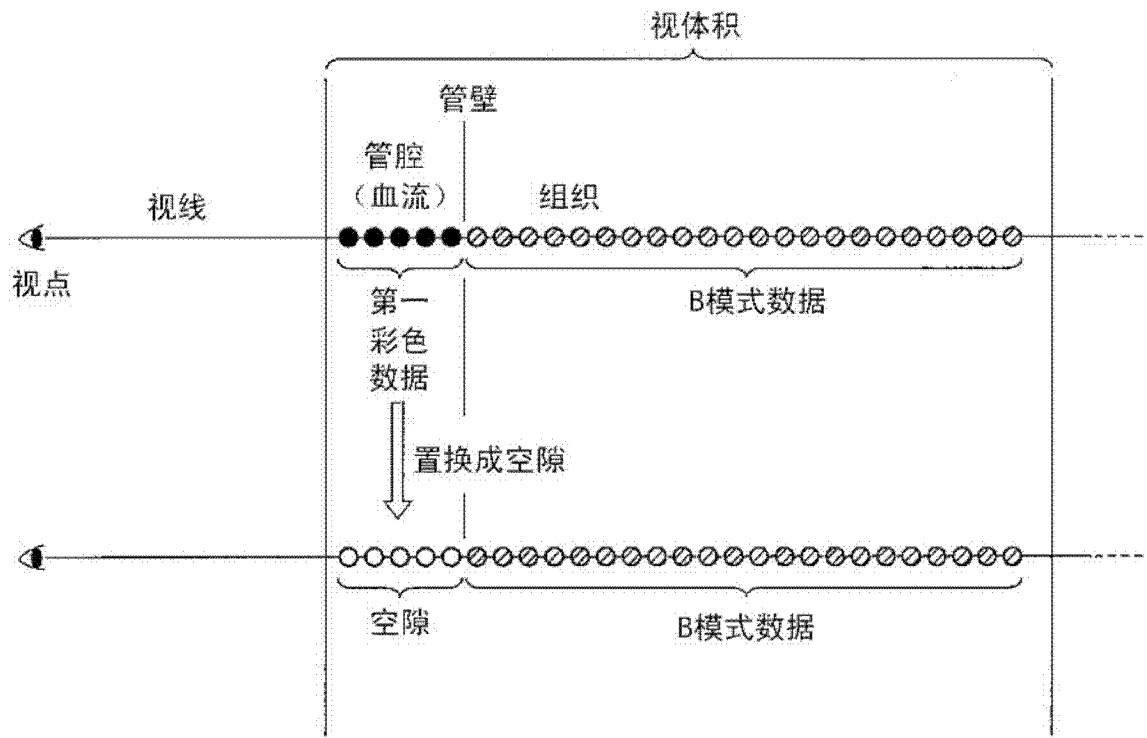


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法		
公开(公告)号	CN102573653B	公开(公告)日	2014-10-15
申请号	CN201180003357.X	申请日	2011-10-18
[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	志岐荣一 浜田贤治 小川隆士		
发明人	志岐荣一 浜田贤治 小川隆士		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/466 A61B8/5246 A61B8/483 G01S15/8993 G06T2210/41 G06T19/003 A61B8/06 G01S15/8979 A61B8/12		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
审查员(译)	王珊珊		
优先权			