



(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 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 志岐荣一 浜田贤治 小川隆士

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(56) 对比文件

CN 1182357 A, 1998. 05. 20, 全文.

JP 特开 2005-278988 A, 2005. 10. 13, 全文.

CN 101653381 A, 2010. 02. 24, 全文.

CN 101309647 A, 2008. 11. 19, 全文.

US 4951134, 1990. 08. 21, 全文.

JP 特开 2004-505 A, 2004. 01. 08, 全文.

JP 特开 2000-135217 A, 2000. 05. 16, 全文.

JP 特开平 9-262236 A, 1997. 10. 07, 全文.

审查员 王珊珊

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006. 01)

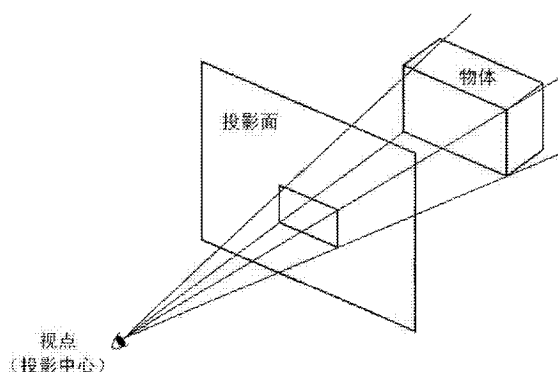
权利要求书3页 说明书9页 附图9页

(54) 发明名称

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

(57) 摘要

一个实施方式的超声波诊断装置, 基于 B 模式以及血流检测模式用超声波对被检体的包括管腔的三维区域进行扫描, 从而取得第一及第二体数据, 在该管腔内设定视点 and 以该视点为基准的多个视线, 判定多个视线中的排列有与管腔内区域对应的数据、与管腔外对应的组织数据和与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组织数据的各体素所附带的参数值, 并使用第二体数据和包括参数值被进行了控制的体素的上述第一体数据, 生成并显示基于视点的虚拟内窥镜图像。



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所附带的参数值,以使与上述组织数据对应的区域变为透明或者半透明。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元使用对应于诊断部位而设定的或者按照来自输入单元的输入而设定的透明度或者不透明度,控制与上述组织数据对应的区域的各体素所附带的参数值。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元使用对应于诊断部位而设定的或者按照来自输入单元的输入而设定的透明度或者不透明度,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。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元将存在于从上述视点观察时比上述血流数据还深的位置的数据除去,来生成上述虚拟内窥镜图像。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元将存在于比距离边界规定距离还深的位置的上述血流数据除去,来生成上述虚拟内窥镜图像,上述边界是上述管腔内与上述组织数据之间的边界。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元通过使用了透视投影的绘制处理,生成上述虚拟内窥镜图像。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元通过体绘制处理,生成上述虚拟内窥镜图像。

11. 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。

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。

15. 根据权利要求12所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述控制单元控制与上述组织数据对应的区域的各体素所附带的参数值,以使与上述组织数据对应的区域变为透明或者半透明。

16. 根据权利要求15所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述控制单元使用对应于诊断部位而设定的或者按照来自输入单元的输入而设定的透明度或者不透明度,控制与上述组织数据对应的区域的各体素所附带的参数值。

17. 根据权利要求14所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述控制单元使用对应于诊断部位而设定的或者按照来自输入单元的输入而设定的透明度或者不透明度,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。

18. 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存在于从上述视点观察时比上述血流数据还深的位置的数据除去,来生成上述虚拟内窥镜图像。

19. 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存在于比距离边界规定距离还深的位置的上述血流数据除去,来生成上述虚拟内窥镜图像,上述边界是上述管腔内与上述组织数据之间的边界。

20. 根据权利要求12所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述图像生成单元通过使用了透视投影的绘制处理,生成上述虚拟内窥镜图像。

21. 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诊断装置已被实用化。通过该装置,能够将 B 模式的三维图像与血流的三维图像关联显示、或者使 B 模式的三维图像与血流的三维图像半透明地重叠显示。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1:日本特开 2005-110973 号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的技术问题

[0010] 但是,以往的超声波诊断装置在同时显示 B 模式与血流的三维图像的情况下,只不过将 B 模式的三维图像与血流的三维图像相关联显示。另外,在使 B 模式的三维图像与血流的三维图像半透明而重叠显示的方法中,虚拟内窥镜图像看不清楚,难以分清管腔内与组织内的区别。因此,无法恰当地显示在虚拟内窥镜图像中被埋于组织内的管壁附近的血流。

[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。

[0020] 图7是表示包括埋于组织内的管壁附近的血流的虚拟内窥镜图像的显示形态的一个例子的图。

[0021] 图8是用于对第一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时的管腔附近血流描绘处理进行说明的图。

[0022] 图9是用于对第一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时的管腔附近血流描绘处理进行说明的图。

[0023] 图10是用于对视线上不存在血流时的管腔附近血流描绘处理进行说明的图。

[0024] 图11是用于对管腔内有血流时的管腔附近血流描绘处理进行说明的图。

[0025] 图12是用于对管腔内有血流时的管腔附近血流描绘处理进行说明的图。

具体实施方式

[0026] 下面,根据附图对实施方式进行说明。其中,在以下的说明中,对具有近似相同的功能以及构成的构成要素赋予同一附图标记,仅在必要的情况下进行重复说明。

[0027] 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。如该图所示,本超声波诊断装置1具备:超声波探头12、输入装置13、显示器14、超声波发送单元21、超声波接收单元22、B模式处理单元23、血流检测单元24、RAW数据存储器25、体数据生成单元26、管腔附近血流描绘单元27、图像处理单元28、控制处理器(CPU)29、显示处理单元30、存

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。

[0032] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发产生电路、延迟电路以及脉冲发生电路等。在触发产生电路中,以规定的帧频率 f_r Hz(周期: $1/f_r$ 秒)反复产生用于形成发送超声波的触发脉冲。另外,在延迟电路中,对各触发脉冲赋予按每个信道将超声波会聚成束状且决定发送指向性所必要的延迟时间。脉冲发生电路在基于该触发脉冲的定时,对探头 12 施加驱动脉冲。

[0033] 其中,超声波发送单元 21 为了按照控制处理器 29 的指示来执行规定的扫描序列(sequence),具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是对于发送驱动电压的变更,能够通过瞬间切换其值的线性放大型的发送电路、或者将多个电源单元电切换的机构来实现。

[0034] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 变换器、延迟电路、加法器等。在放大电路中,将通过探头 12 而获取的回波信号按每个信道放大。在 A/D 变换器中,将放大后的模拟的回波信号转换成数字回波信号。在延迟电路中,对被数字变换后的回波信号决定接收指向性,并赋予进行接收动态聚焦(dynamic focus)所必要的延迟时间,然后在加法器中进行加法处理。通过该加法运算,回波信号的来自与接收指向性对应的方向的反射成分被强调,由接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合性的束。

[0035] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号,对其实施对数放大、包络线检波

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 13 输入/变更了透明度时,图像处理单元 28 利用与该输入/变更后的透明度对应的不透明度,执行体绘制。其中,不透明度是与透明度相反的概念。例如,在透明度从 0(完全不透明)变化到 1(完全透明)的情况下,不透明度从 1(完全不透明)变化到 0(完全透明)。在本实施方式中,将在绘制处理中采用的不透明度的用语在用户界面中分别使用透明度的用语。

[0041] 此外,为了使噪声降低、图像的连续良好,也可以在图像处理单元 28 之后插入二维的滤波器,进行空间性的滤波。

[0042] 控制处理器 29 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 29 从存储单元 31 读出用于实现后述的管腔附近血流描绘功能的专用程序,将其在自身所具有的存储器上展开,执行与各种处理相关的运算、控制等。

[0043] 显示处理单元 30 针对在图像处理单元 28 中被生成、处理的各种图像数据,执行动态范围、亮度(lightness)、对比度、 γ 曲线修正、RGB 变换等各种处理。

[0044] 存储单元 31 保管有用于实现后述的管腔附近血流描绘功能的专用程序、诊断信息(患者 ID、医生的意见等)、诊断协议、收发条件、用于实现斑点(speckle)除去功能的程序、身体标志(body mark)生成程序、按每个诊断部位预先设定图像化所使用的彩色数据的范围的变换表、其他的数据组。另外,可以根据需要,用于保管未图示的图像存储器中的图像等。存储单元 31 的数据还能够经由接口单元 32 向外部周边装置传送。

[0045] 接口单元 32 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据、解析结果等能够通过接口单元 32 经由网络传送给其他装置。

[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,生成多个 B 模式数据。另外,通过基于 CFM 模式的超声波扫描而取得的回波信号依次仅由超声波接收单元 22 被发送给血流检测单元 24。血流检测单元 24 通过 CFM 提取出血流信号,针对多点求出平均速度、色散、动力等血流信息,生成作为血流数据的彩色数据。

[0053] 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 B 模式 RAW 数据,而且,利用从血流检测单元 24 接收到的多个彩色数据,生成彩色 RAW 数据。体数据生成单元 26 对 B 模式 RAW 数据、彩色 RAW 数据分别进行 RAW-体素变换,生成 B 模式体数据、彩色体数据（步骤 S2）。

[0054] 此外,在本实施方式中例示了通常同时通过扫描取得 B 模式数据以及彩色数据的情况。但并不限于该例,也可以在不同的定时预先取得 B 模式数据与彩色数据,通过事后进行空间性的对位,来取得由相互位置建立了对应后的体素构成的 B 模式体数据以及彩色体数据。

[0055] [设定视点、视体积、视线:步骤 S3]

[0056] 接下来,管腔附近血流描绘单元 27 通过图 3 所示那样的透视投影法,对 B 模式体数据以及彩色体数据设定用于生成虚拟内窥镜图像的三维正交坐标、视点、视体积、视线（步骤 S3）。其中,透视投影法是视点（投影中心）位于距离物体有限长度的投影法,由于越远物体看起来越小,所以适合管壁的观察。设视点设定在管腔内。视体积如图 4 所示,是从视点观察到的物体的能看到的区域（图像化的区域）,是至少一部分与关注区域（ROI: Region Of Interest）重复的区域。视线是在视体积内从视点向各方向延伸直线后得到的

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 中被判定了位置信息的彩色数据位于视点侧的 B 模式数据(第一 B 模式数据)的各体素所附带的参数值(不透明度)设为零(或者通过剪切(clipping)处理将其除去),置换成空隙的数据。由此,各视线上在空隙数据之后立即存在彩色数据。

[0063] 其中,各体素所附带的参数值在本实施方式中如上所述,是指不透明度。但并不局限于此,例如也能够采用体素值、透明度、亮度、光亮度(luminance)、彩色值等。另外,本步骤中执行的对体素所附带的参数值的控制例如可以使各体素附带体素值,并将各体素的体素值与不透明度的对应关系作为基准直接执行,也可以将各体素的体素值与亮度的对应关系以及亮度与不透明度的对应关系作为基准间接执行。

[0064] [体绘制处理:步骤 S6]

[0065] 接下来,图像处理单元 28 利用将第一 B 模式数据的各体素的不透明度设为零后的视体积内的体数据,执行体绘制。其中,在图 5 的例子(的情况下,在比彩色数据靠后方(深度方向)存在第二 B 模式数据。因此,从提高可视性的观点出发,优选通过将第二 B 模式数据以后的数据的各体素的不透明度设为零(或者基于剪切处理将其除去),来置换成空隙数据使其无效,仅使用彩色数据执行绘制。由此,可以仅取得管壁附近的血流图像,能够生成管壁附近的血流信息被图像化后的体绘制图像作为虚拟内窥镜图像。

[0066] 另外,例如也可以如图 6 所示,使第一 B 模式数据半透明(将 B 模式的不透明度设定在 0 与 1 之间)来执行绘制。这里,不透明度=1 意味着完全不透明,不透明度=0 意味着完全透明。

[0067] [管腔附近的血流信息被图像化后的虚拟内窥镜图像的显示:步骤 S7]

[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] 另外,在图 6 所示那样的使用了不透明度的绘制处理中,离管壁越远,B 模式的影响越强、越难以看到血流像。该情况下,为了进一步提高可视性,还能够如图 9 所示,根据诊断部位自动地控制、或者通过操作输入装置 13 的旋钮来人为地控制第一 B 模式数据的透明度(不透明度)。即,如果通过诊断部位设定开关(SW)等选择了规定的部位,则控制处理器 29 根据该被选择的部位和所准备的变换表,来决定不透明度。另外,如果通过图 9 所示那样的旋钮变更了透明度,则控制处理器 29 决定与变更后的透明度对应的不透明度。图像处理单元 26 利用所决定的不透明度执行绘制处理,生成虚拟内窥镜图像。

[0073] (变形例 2)

[0074] 在上述实施方式中,以各视线贯穿与管壁附近的血流对应的彩色数据的情况为例进行了说明。但是,有时如图 10 所示,从视点观察,首先排列空隙数据,接着排列 B 模式数据,视线未贯穿管壁附近组织的血流。该情况下,优选视体积内从视点起使用 B 模式数据进行通常的体绘制。这样,针对视体积内的各视线,通过在视线贯穿了管壁附近组织的血流的情况下执行遵照上述实施方式的处理,另一方面,在视线未贯穿管壁附近组织的血流的情况下执行遵照该变形例的处理,由此可以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,能够大幅提高诊断能力。

[0075] (变形例 3)

[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,判定从视点观察到的数据的排列顺序。然后,当从视点起以空隙数据、与管壁对应的 B 模式数据、与埋于组织内的管壁附近的血流对应的彩色数据的顺序排列时,在进行了将比彩色数据位于视点侧的 B 模式数据置换成空隙数据等处理后执行绘制,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。另外,当从视点起以与管腔内的血流对应的第一彩色数据、与管壁对应的 B 模式数据、与埋于组织内的管壁附近的血流对应的第二彩色数据的顺序排列时,在进行了将第一彩色数据以及 B 模式数据置换成空隙数据等处理后执行绘制,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。因此,观察者通过对所显示的虚拟内窥镜图像进行观察,便能够容易且直观地视觉确认管壁内存在的该管壁附近的血流。结果,能够大幅提高诊断能力。

[0082] 另外,根据本超声波诊断装置,当与埋于组织内的管壁附近的血流对应的彩色数据位于与管壁充分远离的位置时,使用被限定为离管壁任意距离的彩色数据,生成并显示虚拟内窥镜图像。因此,无论埋于组织内的管壁附近的血流所对应的彩色数据的分布区域的大小如何,都能够恰当地将管壁附近的血流信息图像化,可提供高质量的诊断图像。

[0083] 另外,根据本超声波诊断装置,在视线未贯通埋于组织内的管壁附近的血流所对应的彩色数据时,利用 B 模式数据进行通常的体绘制。由此,当在管壁附近不存在血流信息

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。

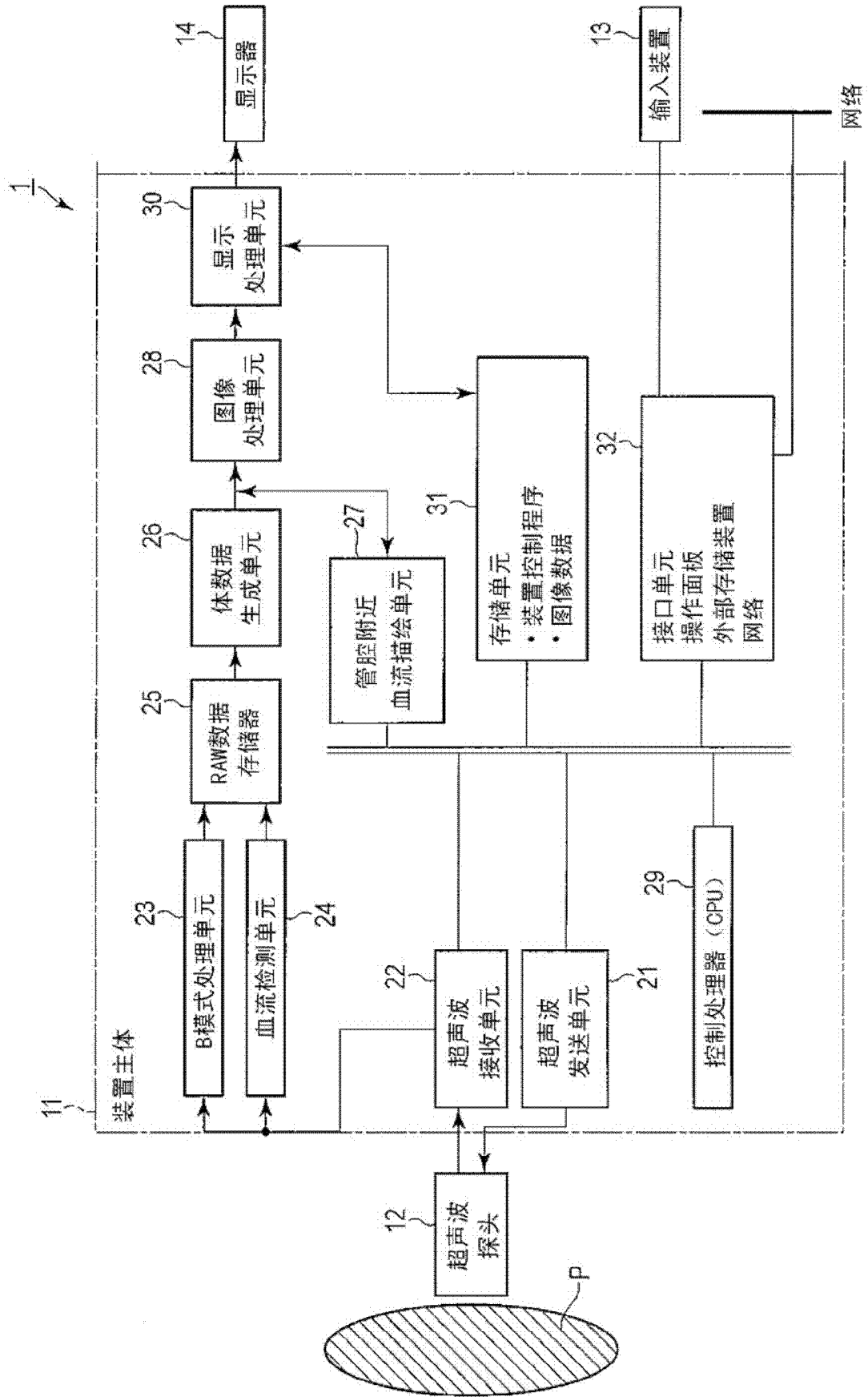


图 1

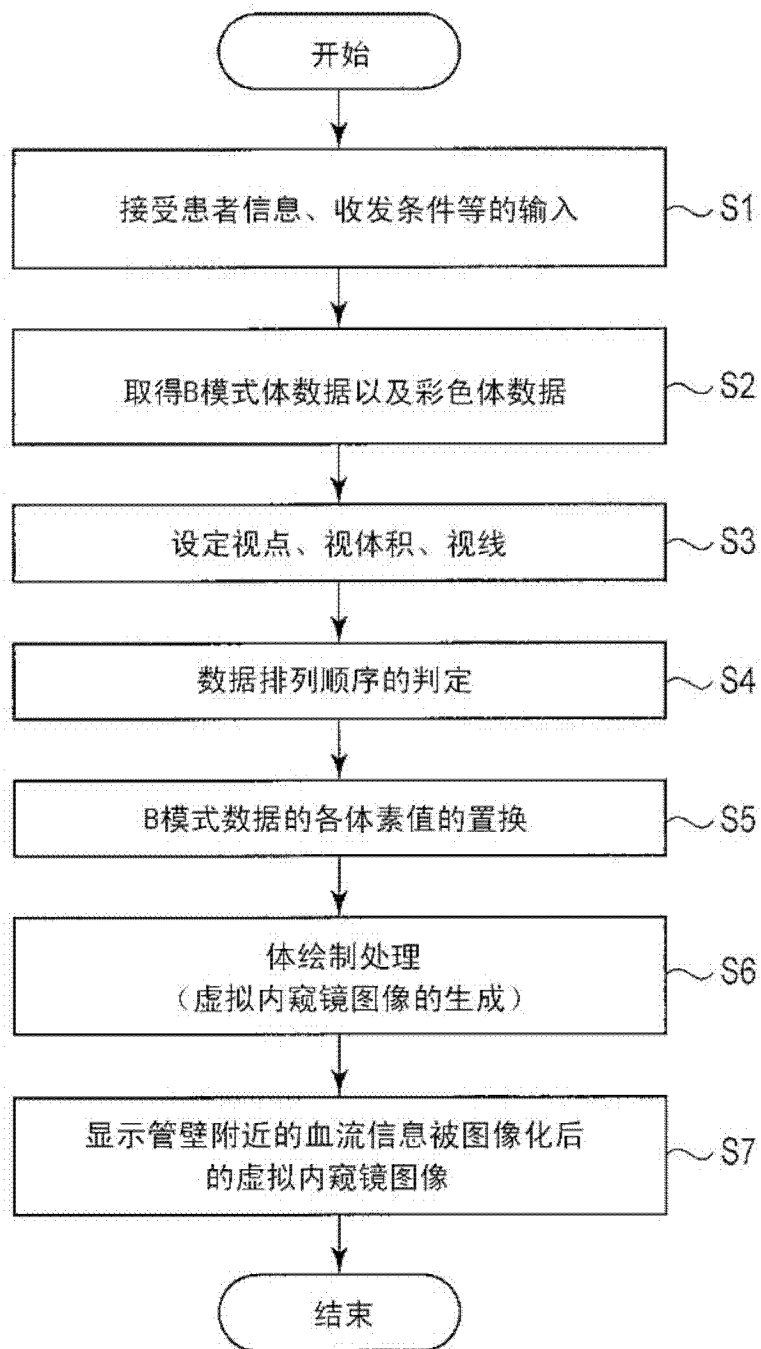


图 2

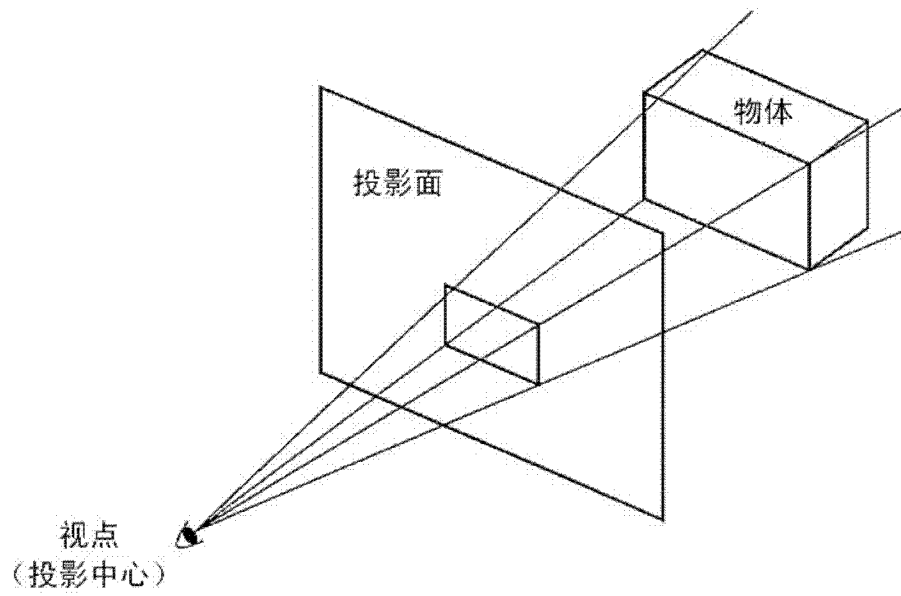
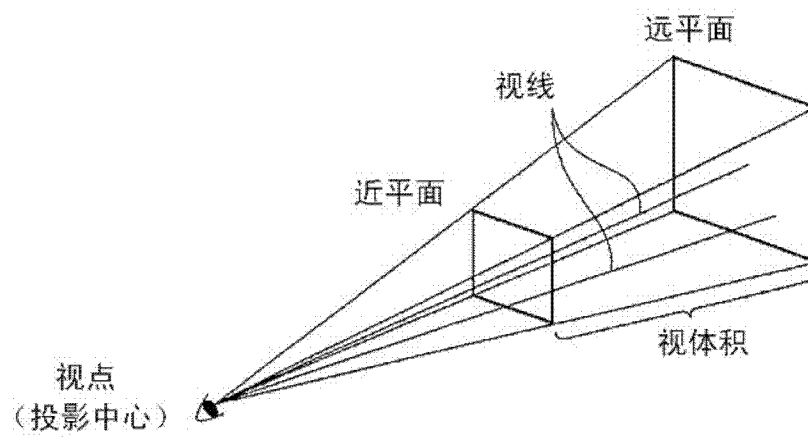


图 3



(b) 透视投影的视体积与视线

图 4

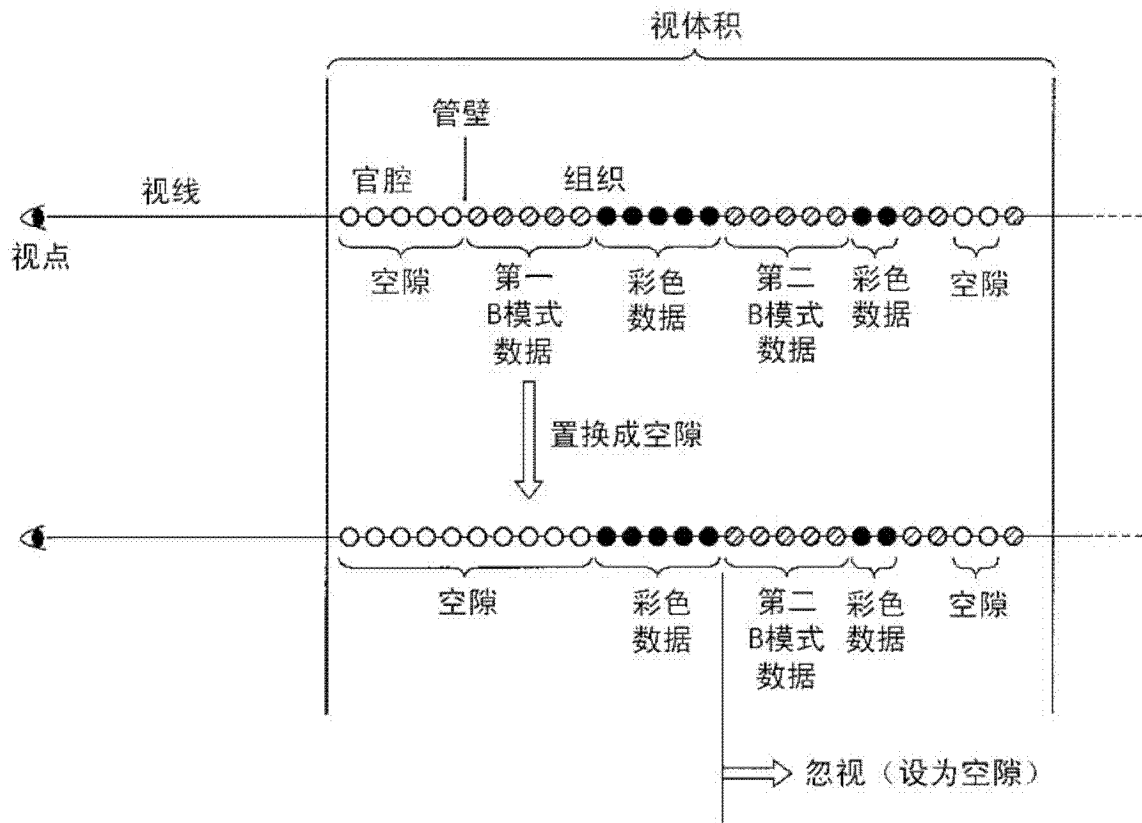


图 5

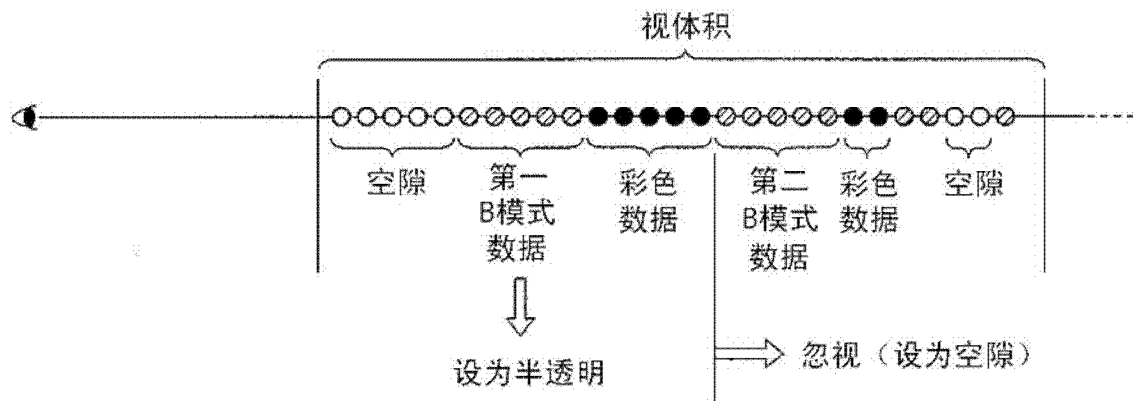


图 6



图 7

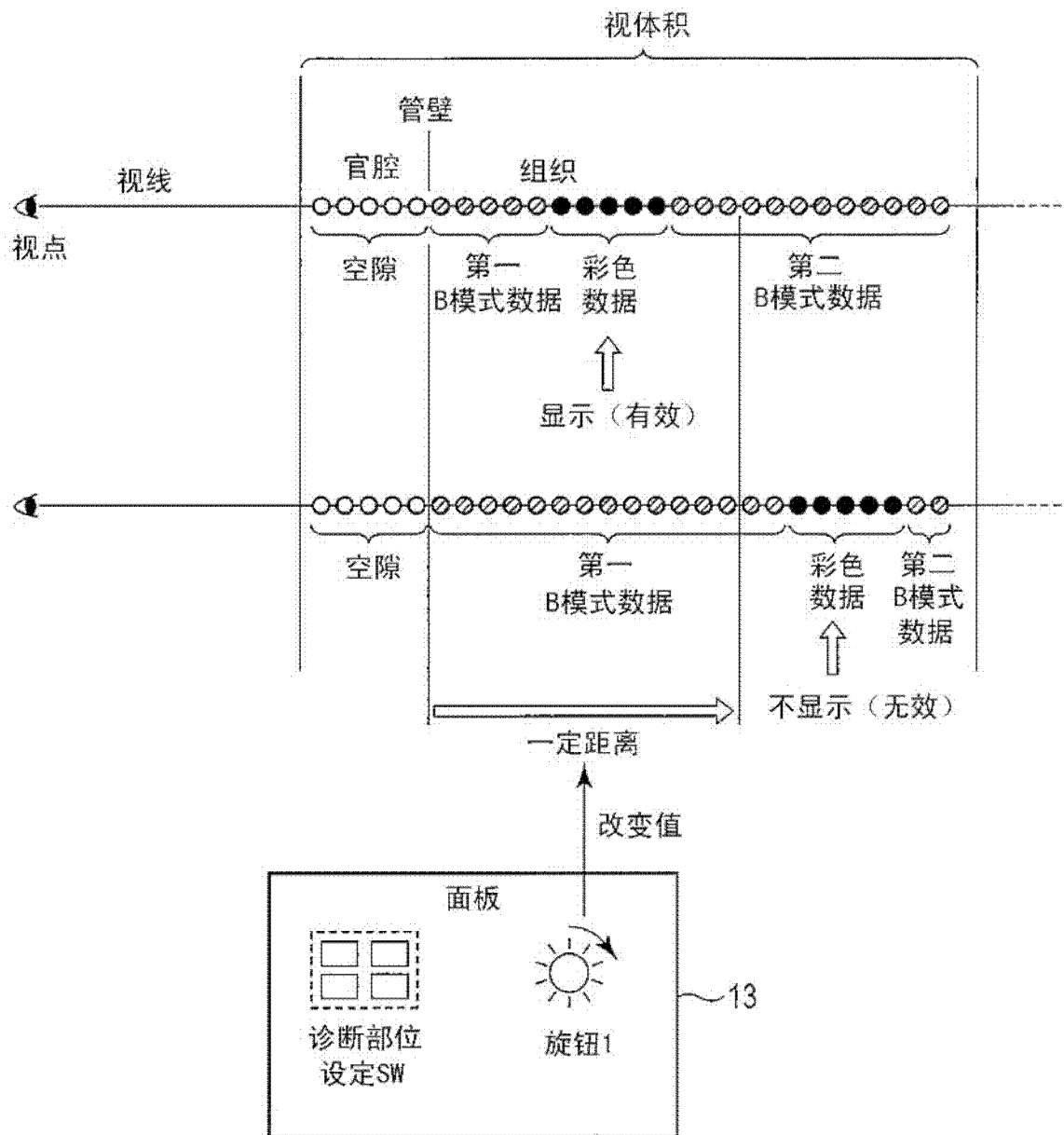


图 8

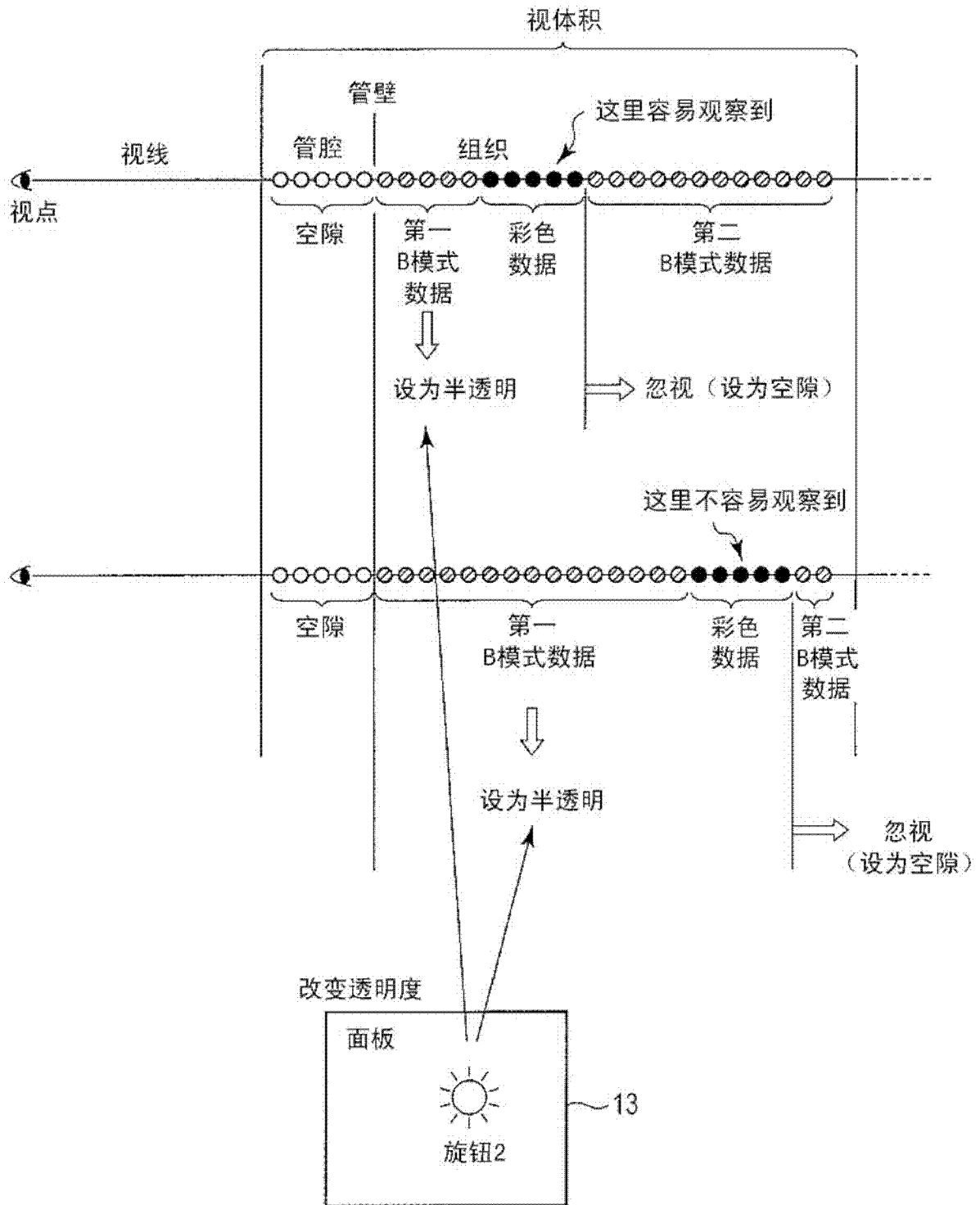


图 9

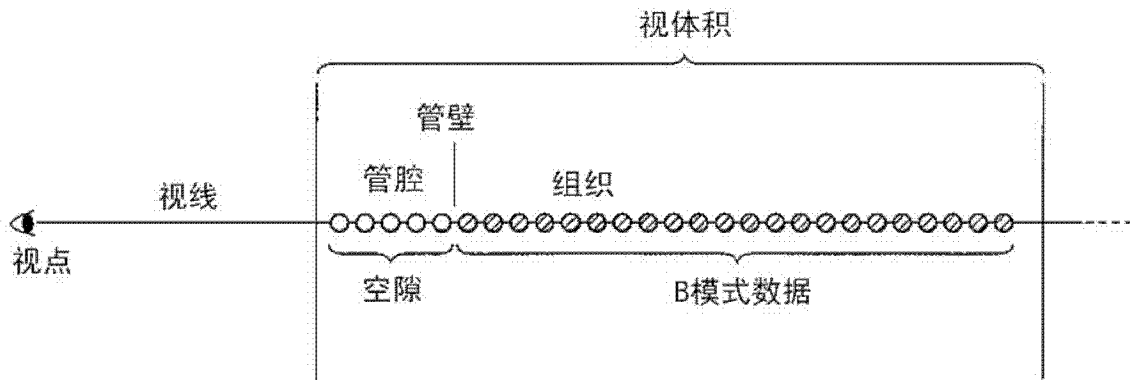


图 10

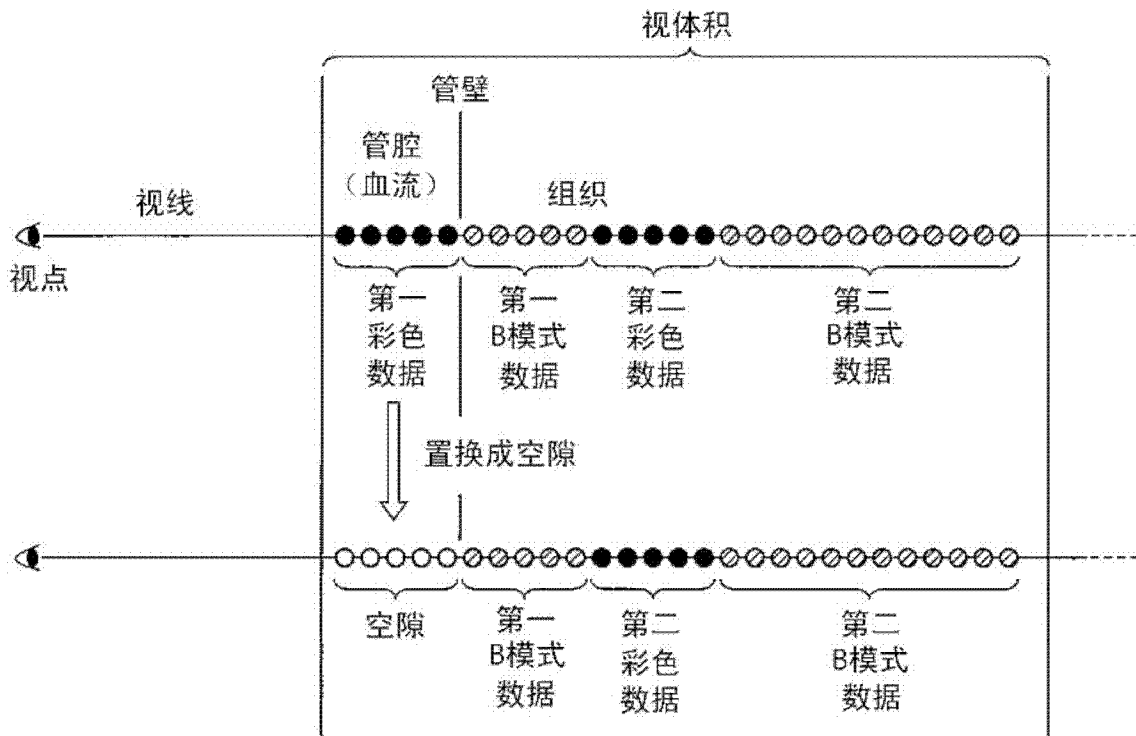


图 11

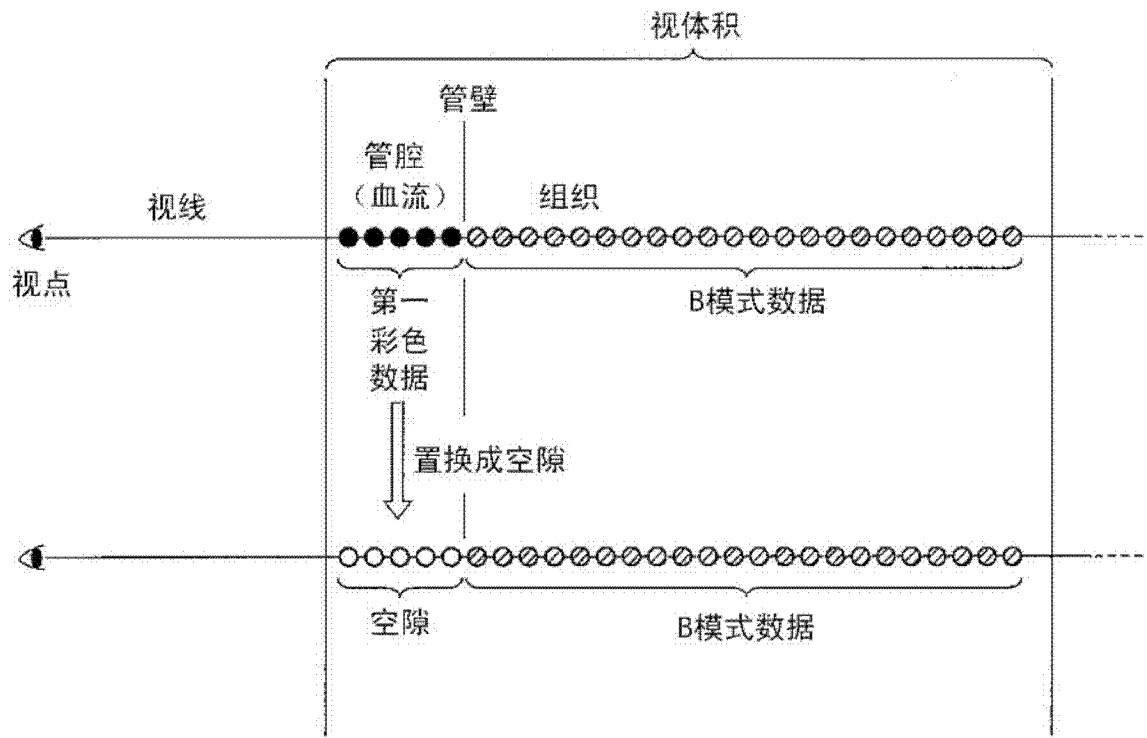


图 12

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	2010234666 2010-10-19 JP		
其他公开文献	CN102573653A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一个实施方式的超声波诊断装置，基于B模式以及血流检测模式用超声波对被检体的包括管腔的三维区域进行扫描，从而取得第一及第二体数据，在该管腔内设定视点和以该视点为基准的多个视线，判定多个视线中的排列有与管腔内区域对应的数据、与管腔外对应的组织数据和与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组织数据的各体素所附带的参数值，并使用第二体数据和包括参数值被进行了控制的体素的上述第一体数据，生成并显示基于视点的虚拟内窥镜图像。

