



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104602610 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 06

(21) 申请号 201380045448. 9

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2013. 08. 30

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2012-190367 2012. 08. 30 JP

(51) Int. Cl.

2013-180610 2013. 08. 30 JP

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/073445 2013. 08. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/034905 JA 2014. 03. 06

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 久我衣津纪 马格纳斯·瓦伦贝里

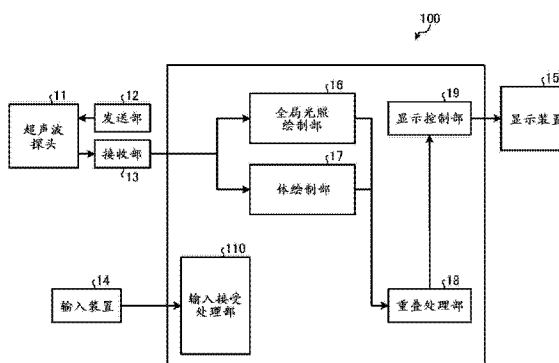
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

在实施方式所涉及的超声波诊断装置(100)中,第1绘制部(16)根据由超声波对被检体进行三维扫描而收集到的体数据,利用第1绘制法生成第1绘制图像。第2绘制部(17)根据上述体数据,利用与上述第1绘制法不同的第2绘制法生成第2绘制图像。重叠处理部(18)生成使上述第1以及第2绘制图像的至少一部分的重叠图像。显示控制部(19)使上述重叠图像显示于显示装置。另外,重叠处理部(18)调整上述重叠图像中的上述第1以及第2绘制图像的重叠比率。



1. 一种超声波诊断装置,其中,
上述超声波诊断装置具备:
第 1 绘制部,根据通过由超声波对被检体进行三维扫描而收集到的体数据,并利用第 1 绘制法来生成第 1 绘制图像;
第 2 绘制部,根据上述体数据,并利用与上述第 1 绘制法不同的第 2 绘制法来生成第 2 绘制图像;
重叠处理部,生成使上述第 1 以及第 2 绘制图像的至少一部分重叠的重叠图像;以及
显示控制部,使上述重叠图像显示于显示装置,
上述重叠处理部调整上述重叠图像中的上述第 1 以及第 2 绘制图像的重叠比率。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,
上述第 1 绘制法是生成添加有阴影的绘制图像的方法。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
上述重叠处理部根据上述第 1 绘制图像以及上述重叠图像的至少一方,来调整上述重叠比率。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
上述超声波诊断装置还具备输入接受处理部,上述输入接受处理部从操作者接受变更上述重叠比率的操作,
上述重叠处理部根据由上述输入接受处理部接受的操作,调整上述重叠比率。
5. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
上述重叠处理部针对上述重叠图像的规定区域,重叠上述第 1 以及上述第 2 绘制图像。
6. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
上述重叠处理部将上述重叠图像划分为多个分区,按每个上述分区来设定重叠比率。
7. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
上述超声波诊断装置还具备判定部,上述判定部根据上述重叠图像的亮度值,来判定该重叠图像是否适合观察,
当由上述判定部判定为上述重叠图像不适合观察时,上述重叠处理部提高上述重叠比率。
8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其中,
上述判定部根据上述重叠图像的亮度值的平均值或者方差值,来判定该重叠图像是否适合观察。
9. 根据权利要求 7 或 8 所述的超声波诊断装置,其中,
上述判定部监视基于上述第 1 绘制部的绘制以及基于上述第 2 绘制部的绘制所使用的视点、与基于上述第 1 绘制部的绘制所使用的光源、与上述体数据所包含的构造物之间的位置关系,当上述光源绕到上述构造物的后方时,判定为上述重叠图像不适合观察。
10. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
上述重叠处理部通过使作为基于上述第 1 绘制部的绘制的结果而生成的二维图像和作为基于上述第 2 绘制部的绘制的结果而生成的二维图像重叠,从而生成上述重叠图像。
11. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
上述重叠处理部通过使在由上述第 1 绘制部进行绘制之前生成的三维数据和在由上

述第 2 绘制部进行绘制之前生成的三维数据重叠,从而生成上述重叠图像。

12. 一种图像处理装置,其中,

上述图像处理装置具备:

取得部,取得由超声波对被检体进行三维扫描而得到的体数据;

第 1 绘制部,对上述体数据,生成根据光源的位置和构成体数据的体素值而确定了亮度值的第 1 绘制图像;

第 2 绘制部,对上述体数据,生成根据构成上述体数据的体素值而确定了亮度值的第 2 绘制图像;

重叠处理部,生成使上述第 1 以及第 2 绘制图像的至少一部分重叠的重叠图像;以及

显示控制部,使上述重叠图像显示于显示装置,

上述重叠处理部调整上述重叠图像中的上述第 1 以及第 2 绘制图像的重叠比率。

13. 一种图像处理方法,其中,

上述图像处理方法包含:

取得由超声波对被检体进行三维扫描而得到的体数据,

对上述体数据,生成根据光源的位置和构成体数据的体素值而确定了亮度值的第 1 绘制图像,

对上述体数据,生成根据构成上述体数据的体素值而确定了亮度值的第 2 绘制图像,

生成使上述第 1 以及第 2 绘制图像的至少一方重叠的重叠图像,

使上述重叠图像显示于显示装置,

当生成上述重叠图像时,调整上述重叠图像中的上述第 1 以及第 2 绘制图像的重叠比率。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 近年来,通过使用能够三维地对被检体进行扫描的超声波探头,从而收集体数据的超声波诊断装置正在被实用化。在这样的超声波诊断装置中,对收集到的体数据,通过各种绘制法进行绘制。例如,作为超声波诊断装置所使用的绘制法,知道有生成反映三维的信息的二维图像的体绘制。

[0003] 另外,近年来,还知道被称为全局光照的绘制法。全局光照是通过考虑现实世界中的光的传播(衰减或反射等)来绘制体数据,从而得到更真实的图像的方法。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献 1:日本特开 2000-132664 号公报

[0006] 非专利文献

[0007] 非专利文献 1:Henrik Wann Jensen,“Global Illumination using Photon Maps”Department of Graphical Communication,The Technical University of Denmark

发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种操作者在绘制图像上能够容易地观对察对象进行观察的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0009] 实施方式所涉及的超声波诊断装置具备第 1 绘制部、第 2 绘制部、重叠处理部、以及显示控制部。第 1 绘制部根据由超声波对被检体进行三维扫描而收集到的体数据,利用第 1 绘制法来生成第 1 绘制图像。第 2 绘制部根据上述体数据,利用与上述第 1 绘制法不同的第 2 绘制法来生成第 2 绘制图像。重叠处理部生成重叠上述第 1 以及第 2 绘制图像的至少一部分的重叠图像。显示控制部使上述重叠图像显示于显示装置。另外,重叠处理部对上述重叠图像中的上述第 1 以及第 2 绘制图像的重叠比率进行调整。

附图说明

[0010] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的概略构成的框图。

[0011] 图 2 是表示由第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的处理步骤的流程图。

[0012] 图 3 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的概略构成的框图。

[0013] 图 4 是表示由第 1 或者第 2 实施方式所涉及的全局光照绘制部生成的全局光照图像的一个例子的图。

[0014] 图 5 是表示由第 1 或者第 2 实施方式所涉及的体绘制部生成的体绘制图像的一个例子的图。

[0015] 图 6 是由第 1 或者第 2 实施方式所涉及的重叠处理部生成的重叠图像的一个例

子。

[0016] 图 7 是用于说明基于重叠处理部的重叠图像的划分的一个例子的图。

[0017] 图 8 是用于说明基于重叠处理部的重叠比率设定的一个例子的图 (1)。

[0018] 图 9 是用于说明基于重叠处理部的重叠比率设定的一个例子的图 (2)。

[0019] 图 10 是用于说明基于重叠处理部的重叠比率设定的一个例子的图 (3)。

具体实施方式

[0020] 以下,参照附图,说明超声波诊断装置的实施方式。

[0021] (第 1 实施方式)

[0022] 首先,针对第 1 实施方式进行说明。第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置根据由超声波对被检体进行三维扫描而收集到的体数据,分别生成全局光照图像以及体绘制图像,显示重叠全局光照图像和体绘制图像的重叠图像。

[0023] 在此,所谓全局光照图像是指通过利用全局光照绘制体数据而得到的图像。在全局光照中,在三维空间中配置体素,根据对各体素分配的亮度值和视点的位置来进行投影像的显示。另外,体素的亮度根据配置于三维空间中的特定坐标的光源而变化。具体而言,假设从光源照射的光通过各体素而发生衰减或散射反射,计算光的传播。因此,图像上的体素的亮度除了根据对体素分配的亮度值和光源的位置之外,还根据通过其他的体素而衰减或散射反射的光而变化。另外,能够设定光源从哪一方向照射三维空间,或者光量是怎样的程度等。另外,例如,能够设定光在空间中传播时的光的衰减系数。当设定衰减系数时,接近光源的区域的体素明亮地显示,远离光源的体素或者被其他的体素遮光的体素暗地显示。另外,光源并不限定于点光源,也可以是平行的光。另外,除了光的方向之外,还可以考虑基于构造物(体素)的光的反射、或光的折射等来确定体素的亮度。

[0024] 另一方面,所谓体绘制图像是指通过由体绘制对体数据进行绘制而得到的图像。在体绘制中,对三维空间中分配体素,根据对各体素分配的体素值(B模式的体数据的情况下,B的亮度值),设定各体素的显示上的亮度或颜色。在这基础上,显示由视点对体素进行投影得到的投影像。另外,体素的亮度、颜色的确定根据绘制时指定的亮度(Luminance)、色相等参数进行。另外,如果没有光源的概念,只要是体素值高的区域,则即使是光难以到达的区域、管腔内部也明亮地显示。

[0025] 以往,在全局光照中,得到非常真实的图像的反面,成为与以往的体绘制不同的图像,因此,操作者难以把握观察被检体的哪一区域,有时混乱。另外,根据光源位置的设定,有时观察对象会完全成为阴影,或者由于阴影的添加而观察对象的轮廓变得不清晰,导致操作者有时难以观察构造物。

[0026] 对此,根据第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100,全局光照图像和体绘制成像图像重叠显示,因此,能够在全局光照图像上补充构造物的轮廓。由此,即使在全局光照所使用的光源位置的设定不合适,操作者也不会错失观察构造物,而能够容易地观察观察对象。以下,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置详细地进行说明。

[0027] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的概略构成的框图。如图 1 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 具有:超声波探头 11、发送部 12、接收部 13、输入装置 14、显示装置 15、全局光照绘制部 16、体绘制部 17、重叠处理部 18、显示控制部

19、输入接受处理部 110。

[0028] 超声波探头 11 向被检体发送超声波,并接收该反射波。该超声波探头 11 通过由超声波对被检体进行三维扫描,从而能够收集体数据。发送部 12 为了对超声波探头 11 发送超声波而发送驱动脉冲信号。接收部 13 将超声波探头 11 接收到的反射波作为电气信号来接收。另外,由超声波探头 11 收集的体数据经由接收部 13 向后述的全局光照绘制部 16 以及体绘制部 17 发送。

[0029] 输入装置 14 从操作者接受各种操作。例如,输入装置 14 是鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球等。显示装置 15 显示各种图像、用于接受操作者进行的各种操作的输入的 GUI(Graphical User Interface) 等。例如,显示装置 15 是液晶显示器、CRT(Cathode Ray Tube) 显示器等。

[0030] 全局光照绘制部 16 通过由全局光照绘制由超声波探头 11 收集到的体数据,从而生成全局光照图像。

[0031] 具体而言,当从接收部 13 发送体数据时,全局光照绘制部 16 通过由全局光照绘制所发送的体数据来生成全局光照图像。并且,全局光照绘制部 16 将生成的全局光照图像发送至后述的重叠处理部 18。

[0032] 在此,例如,全局光照绘制部 16 通过使用以下说明的光子映射的方法(例如,参照 Henrik Wann Jensen,“Global Illumination using Photon Maps”Department of Graphical Communication,The Technical University of Denmark),制成全局光照图像。

[0033] 在该方法中,所谓光子是指为了由计算机来表现光而进行离散化,搬送每单位时间的光能量的主算法用的定义。在该方法中,预先在系统中设定的数量的光子、或者由操作者设定的数量的光子在对象容积内碰撞计算,而被配置在场景内。

[0034] 另外,能够对光子设定各种参数(表现光的传播的各种属性),在此,为了简化计算,只计算衰减(物体进行的吸收)。在物体(体素)中设定表示使光子所具有的 RGB 成分中,设定表示使哪一成分在以哪一种程度上衰减的吸收率。光子的衰减通过由于对物体设定的每个 RGB 的吸收率而导致造成。该吸收率的设定预先在系统中进行设定或者由操作者进行设定。并且,通过在概率逻辑上计算某一点的光子的活动并记录(映射 appi),从而作为三维数据的光子映射图完成。

[0035] 另外,在光子映射图完成之后,进行绘制处理。绘制处理通过光线追踪法进行,但当计算中查找体数据时,使用对应的(x, y, z)位置周边的光子的分布密度,成为与密度对应的亮度。此时,能够与通常的体绘制相同地设定阈值、透明度。由此,生成全局光照图像。

[0036] 体绘制部 17 通过利用体绘制绘制由超声波探头 11 收集到的体数据来生成体绘制图像。

[0037] 具体而言,当从接收部 13 发送体数据时,体绘制部 17 通过利用体绘制对发送的体数据进行绘制,从而生成体绘制图像。并且,体绘制部 17 将生成的体绘制图像发送至后述的重叠处理部 18。

[0038] 在此,例如,体绘制部 17 通过利用光线追踪法绘制体数据,来生成体绘制图像。

[0039] 重叠处理部 18 生成重叠由全局光照绘制部 16 生成的全局光照图像和由体绘制部 17 生成的体绘制图像的重叠图像。

[0040] 具体而言,当从全局光照绘制部 16 发送全局光照图像,且从体绘制部 17 发送体绘制图像时,重叠处理部 18 生成重叠所发送的全局光照图像和体绘制图像的重叠图像。并且,重叠处理部 18 将生成的重叠图像发送至后述的显示控制部 19。

[0041] 在此,例如,重叠处理部 18 如以下所示的式 (1) ~ (3) 所示,将全局光照图像和体绘制图像按照由操作者设定的重叠比率,按照 RGB 各自的每个成分通过线性插补进行混合,从而生成重叠图像。

[0042] $OutputImage_r = (Igi_r*(1-ratio))+(Ivr_r*ratio)$ …式 (1)

[0043] $OutputImage_g = (Igi_g*(1-ratio))+(Ivr_g*ratio)$ …式 (2)

[0044] $OutputImage_b = (Igi_b*(1-ratio))+(Ivr_b*ratio)$ …式 (3)

[0045] 另外,在上述式 (1) ~ (3) 中,OutputImage 表示重叠图像,Igi 表示全局光照图像,Ivr 表示体绘制图像。另外,分别附加于 OutputImage、Igi、以及 Ivr 的“_r”表示 R(Red) 成分,“_g”表示 G(Green) 成分,“_b”表示 B(Blue) 成分。另外, ratio 表示由操作者设定的重叠比率。

[0046] 另外,重叠处理部 18 通过重叠作为基于全局光照绘制部 16 的绘制的结果而生成的二维图像和作为基于体绘制部 17 的绘制的结果而生成的二维图像,从而生成重叠图像。或者,重叠处理部 18 也可以通过重叠在由全局光照绘制部 16 进行绘制之前生成的三维数据和在由体绘制部 17 进行绘制之前生成的三维数据,从而生成重叠图像。

[0047] 显示控制部 19 使由重叠处理部 18 生成的重叠图像显示于显示装置 15。具体而言,当从重叠处理部 18 发送重叠图像时,显示控制部 19 使发送的重叠图像显示于显示装置 15。

[0048] 输入接受处理部 110 经由输入装置 14 接受各种操作,将与接受的操作对应的命令输入超声波诊断装置 100 的各部。另外,在图 1 中,输入接受处理部 110 与各部之间的箭头省略图示。

[0049] 例如,输入接受处理部 110 接受设定与全局光照相关的绘制条件和与体绘制相关的绘制条件的操作。在此,在与全局光照相关的绘制条件中,包含视点位置、体数据的投影方向、光源位置、光源的光量、或光源的照射方向等。另外,在与体绘制相关的绘制条件中,包含视点位置、体数据的投影方向、与体素值对应的体素的显示上的亮度或颜色等。其中,关于视点位置和体数据的投影方向的条件,使用全局光照和体绘制所共同的条件。并且,当接受与全局光照相关的绘制条件时,输入接受处理部 110 对全局光照绘制部 16 发送所接受的绘制条件。另外,当接受与体绘制相关的绘制条件时,输入接受处理部 110 对体绘制部 17 发送所接受的绘制条件。发送绘制条件的全局光照绘制部 16 以及体绘制部 17 分别根据发送的绘制条件绘制体数据。

[0050] 另外,例如,输入接受处理部 110 接受使显示于显示装置 15 的重叠图像旋转或者移动的操作。当接受该操作时,输入接受处理部 110 对全局光照绘制部 16 发送使全局光照图像旋转或者移动的命令,对体绘制部 17 发送使体绘制图像旋转或者移动的命令。此时,旋转量或者移动量在全局光照图像和体绘制图像中是共同的。接受了该命令的全局光照绘制部 16 通过重新绘制生成旋转后或者移动后的全局光照图像,将生成的全局光照图像发送至重叠处理部 18。另一方面,当接受来自输入接受处理部 110 的命令时,体绘制部 17 还通过重新绘制生成旋转后或者移动后的体绘制图像,将生成的全局光照图像向重叠处理部

18 发送。重叠处理部 18 生成重叠所发送的全局光照图像以及体绘制图像的重叠图像,将生成的重叠图像发送至显示控制部 19。由此,将旋转或者移动后的重叠图像显示于显示装置 15。

[0051] 另外,例如,输入接受处理部 110 接受变更显示于显示装置 15 的重叠图像中的全局光照图像与体绘制图像的重叠比率的操作。重叠处理部 18 根据由输入接受处理部 110 接受的操作,调整重叠图像中的全局光照图像与体绘制图像的重叠比率。

[0052] 作为具体的例子,例如,当接受将体绘制图像的重叠比率设定为零的操作时,输入接受处理部 110 对重叠处理部 18 发送将重叠图像中的体绘制图像的重叠比率设定为零的命令。接受了该命令的重叠处理部 18 跳过生成重叠图像的处理,只将全局光照图像发送至显示控制部 19。由此,只将全局光照图像显示于显示装置 15。

[0053] 另外,当接受变更体绘制图像的重叠比率的操作时,输入接受处理部 110 向重叠处理部 18 发送对所接受的重叠比率变更体绘制图像的重叠比率的命令。接受了该命令的重叠处理部 18 变更体绘制图像的重叠比率,重新生成重叠图像。并且,重叠处理部 18 将生成的重叠图像发送至显示控制部 19。由此,以变更后的重叠比率重叠了体绘制图像的重叠图像显示于显示装置 15。另外,当这样变更重叠比率时,只生成重叠图像即可,因此,当重叠有绘制后的二维图像时,有时不需要基于全局光照绘制部 16 以及体绘制部 17 的重新绘制。

[0054] 另外,每当由操作者变更体绘制图像的重叠比率时,重叠处理部 18 重新生成重叠图像并发送至显示控制部 19。由此,操作者能够一点一点地变更体绘制图像的重叠比率,一边实时地观察重叠图像的变化。其结果,操作者能够容易地识别全局光照图像与体绘制图像的位置上的对应。

[0055] 另外,通过调整全局光照的光源位置,有时全局光照图像整体过亮或者过暗。例如,当在相对于光源位置和视点非常近的位置配置多个衰减系数低的体素,或者光源的光量被设定为非常大时,全局光照图像会成为过亮的图像。另一方面,当相对于视点位置在体素的相反侧设定光源位置,或者光源的光量被设定为非常小时,全局光照图像会成为过暗的图像。操作者在光源的调整中,在显示装置 15 所显示的重叠图像整体过明或者过暗的情况下,通过提高体绘制图像的重叠比率,从而能够容易地识别观察对象的轮廓。另外,操作者对光源位置进行调整的结果为,当全局光照图像清晰地显示,体绘制图像的重叠不需要时,能够通过降低体绘制图像的重叠比率,从而只观察全局光照图像。

[0056] 接着,针对由第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 进行的处理详细地进行说明。图 2 是表示由第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的处理步骤的流程图。另外,在此,针对从超声波诊断装置 100 收集体数据到显示重叠图像的处理步骤进行说明。

[0057] 如图 2 所示,在超声波诊断装置 100 中,首先,超声波探头 11 以包含观察对象的方式由超声波对被检体进行三维扫描收集体数据(步骤 S101)。

[0058] 接着,全局光照绘制部 16 根据收集到的体数据生成全局光照图像(步骤 S102)。另外,体绘制部 17 根据收集到的体数据生成体绘制图像(步骤 S103)。

[0059] 之后,重叠处理部 18 生成重叠由全局光照绘制部 16 生成的全局光照图像和由体绘制部 17 生成的体绘制图像的重叠图像(步骤 S104)。并且,显示控制部 19 使由重叠处理部 18 生成的重叠图像显示于显示装置 15(步骤 S105)。

[0060] 另外,在上述的处理步骤中,基于全局光照绘制部 16 的全局光照图像的生成和基于体绘制部 17 的体绘制图像的生成可以并行地进行,也可以在一方结束之后进行另一方。

[0061] 如上所述,根据第 1 实施方式,由于重叠显示全局光照图像和体绘制成像图像,因此,在全局光照图像上补充构造物的轮廓的结果为,操作者在全局光照图像上能够容易地观察观察对象。另外,根据第 1 实施方式,操作者通过一边改变体绘制图像与全局光照图像的重叠比率一边观察,从而能够阶段性地在视觉上理解各个图像的对应。

[0062] 另外,在第 1 实施方式中,针对全局光照绘制部 16 以及体绘制部 17 使用从接收部 13 接受的体数据生成绘制图像(全局光照图像、体绘制图像)时的例子进行了说明。但是,全局光照绘制部 16 以及体绘制部 17 也可以使用保存在超声波诊断装置 100 所具有的存储部中的体数据生成绘制图像。

[0063] 另外,在第 1 实施方式中,针对全局光照绘制部 16 通过使用光子映射的方法,生成全局光照图像时的例子进行了说明。但是,全局光照绘制部 16 也可以通过其他的算法生成全局光照图像。例如,全局光照绘制部 16 也可以使用光能传递法、反射映射、或面绘制等各种方法,生成与全局光照图像对应的图像。

[0064] 另外,在第 1 实施方式中,针对全局光照绘制部 16 在生成全局光照图像时,只增加衰减时的例子进行了说明。但是,全局光照绘制部 16 也可以增加其他的光源效果生成全局光照图像。例如,全局光照绘制部 16 也可以增加反射或散射等,生成全局光照图像。

[0065] 另外,在第 1 实施方式中,针对重叠处理部 18 通过线性插补生成重叠图像时的例子进行了说明。但是,重叠处理部 18 也可以通过其他的算法生成重叠图像。例如,重叠处理部 18 也可以对根据重叠比率加权的、某一点中的全局光照图像以及体绘制图像的强度,采用强度低的一方,或者高的一方的强度,从而生成重叠图像。通过该算法,也能够得到构造物的轮廓。

[0066] 另外,在第 1 实施方式中,针对重叠处理部 18 设重叠比率为零时,只显示全局光照图像时的例子进行了说明。但是,当重叠处理部 18 设重叠比率为零时,也可以只显示体绘制图像。即,重叠比率也可以作为相对于全局光照图像的体绘制图像的重叠比率,也可以作为相对于体绘制图像的全局光照图像的重叠比率。

[0067] (第 2 实施方式)

[0068] 接着,针对第 2 实施方式进行说明。在第 1 实施方式中,针对由操作者变更重叠比率时的例子进行了说明,在第 2 实施方式中,针对由超声波诊断装置自动地调整重叠比率时的例子进行说明。

[0069] 图 3 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的概略构成的框图。如图 3 所示,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 200 具有:超声波探头 11、发送部 12、接收部 13、输入装置 14、显示装置 15、全局光照绘制部 16、体绘制部 17、重叠处理部 28、显示控制部 19、输入接受处理部 110、图像亮度判定部 211。

[0070] 另外,在此,针对与图 1 所示的各部具有相同的功能的部件,添加相同的符号,省略其详细的说明。在第 2 实施方式中,重叠处理部 28 以及图像亮度判定部 211 与第 1 实施方式不同。另外,在第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 200 中,从收集体数据到显示重叠图像的处理步骤与图 2 所示的相同。

[0071] 重叠处理部 28 生成重叠由全局光照绘制部 16 生成的全局光照图像和由体绘制部 17 生成的体绘制图像的重叠图像。

[0072] 具体而言,当从全局光照绘制部 16 发送全局光照图像,且从体绘制部 17 发送体绘制图像时,重叠处理部 28 生成使所发送的全局光照图像和体绘制图像重叠的重叠图像。并且,重叠处理部 28 将生成的重叠图像发送至显示控制部 19 以及后述的图像亮度判定部 211。

[0073] 在此,例如,重叠处理部 28 如以下所示的式 (1) ~ (3) 所示,将全局光照图像和体绘制图像按照在系统中设定为初始值的重叠比率,按照 RGB 各自的成分通过线性插补进行混合,从而生成重叠图像。

[0074] $OutputImage_r = (Igi_r * (1 - ratio)) + (Ivr_r * ratio) \cdots$ 式 (1)

[0075] $OutputImage_g = (Igi_g * (1 - ratio)) + (Ivr_g * ratio) \cdots$ 式 (2)

[0076] $OutputImage_b = (Igi_b * (1 - ratio)) + (Ivr_b * ratio) \cdots$ 式 (3)

[0077] 另外,在上述式 (1) ~ (3) 中,OutputImage 表示重叠图像,Igi 表示全局光照图像,Ivr 表示体绘制图像。另外,分别附加于 OutputImage、Igi、以及 Ivr 的“_r”表示 R(Red) 成分,“_g”表示 G(Green) 成分,“_b”表示 B(Blue) 成分。另外, ratio 表示由系统设定的重叠比率。

[0078] 另外,重叠处理部 28 通过重叠作为基于全局光照绘制部 16 的绘制的结果而生成的二维图像和作为基于体绘制部 17 的绘制的结果而生成的二维图像,从而生成重叠图像。或者,重叠处理部 28 通过重叠在由全局光照绘制部 16 进行绘制之前生成的三维数据和在由体绘制部 17 进行绘制之前生成的三维数据,从而生成重叠图像。

[0079] 图像亮度判定部 211 根据由显示装置 15 显示的重叠图像的亮度值,判定该重叠图像是否适合观察。

[0080] 具体而言,当从重叠处理部 28 发送重叠图像时,图像亮度判定部 211 在对所发送的重叠图像的亮度值进行统计性分析,判定该重叠图像是否适合观察。并且,当图像亮度判定部 211 判定为重叠图像不合适时,提高体绘制图像的重叠比率将重新生成重叠图像的命令发送至重叠处理部 28。接受了该命令的重叠处理部 28 将体绘制图像的重叠比率只提高规定的值重新生成重叠图像。并且,重叠处理部 28 将所生成的重叠图像发送至显示控制部 19。由此,提高了体绘制图像的重叠比率的重叠图像显示于显示装置 15。另外,当判定为重叠图像合适时,图像亮度判定部 211 向重叠处理部 28 不发送命令。

[0081] 在此,例如,当从重叠处理部 28 发送重叠图像时,图像亮度判定部 211 生成所发送的重叠图像内的亮度的直方图。并且,图像亮度判定部 211 对生成的直方图进行分析,当在统计上偏向极低的亮度值(过暗)或者极高的亮度值(过亮)时,判定为分析对象的重叠图像不适合观察。此时,例如,图像亮度判定部 211 计算重叠图像整体的平均亮度值或者方差值,当计算出的平均亮度值低于规定的下限阈值时、高于规定的上限阈值时、或者方差值低于规定的阈值时,判定为该重叠图像不适合观察。当直方图在统计上偏向极低的亮度值或者极高的亮度值时,任一情况下,在重叠图像中,均示出在全局光照图像上构造物的轮廓变淡。在这样的情况下,通过重叠处理部 28,将提高了体绘制图像的重叠比率的重叠图像自动地显示于显示装置 15。

[0082] 另外,图像亮度判定部 211 将上述的重叠图像的判定以及重叠比率的变更只重复

进行规定的次数。另外,图像亮度判定部 211 也可以经由输入装置 14 以及输入接受处理部 110,接受操作者进行的设定或者变更阈值的操作,使用接受的阈值,进行重叠图像的判定。

[0083] 另外,图像亮度判定部 211 可以使用重叠图像内的整体的亮度值进行基于直方图的分析,也可以使用在重叠图像内的一半的亮度值或重叠图像的中央部设定的任意的范围内的亮度值进行。另外,图像亮度判定部 211 的初次的判定也可以不使用重叠图像的亮度值进行,而使用成为判定对象的重叠图像所使用的全局光照图像的亮度值进行。

[0084] 另外,图像亮度判定部 211 监视全局光照以及体绘制所使用的视点、全局光照所使用的光源、以及体数据所包含的构造物的位置关系,当光源绕到构造物的后方时,也可以判定为上述重叠图像不适合观察。

[0085] 另外,当提高体绘制图像的重叠比率时,重叠处理部 28 也可以对操作者报知提升体绘制图像的重叠比率。例如,重叠处理部 18 经由显示控制部 19 将表示体绘制图像的重叠比率的数值或图形等显示于显示部 15。

[0086] 另外,当提高体绘制图像的重叠比率时,重叠处理部 28 也可以使由单体生成的全局光照图像和体绘制图像与重叠图像并列显示。由此,当光源的设定不合适时,操作者能够一边比较由单体生成的全局光照图像和体绘制图像一边把握光源位置。

[0087] 如上所述,根据第 2 实施方式,由超声波诊断装置自动地调整重叠比率,因此,对全局光照图像通常补充构造物的轮廓信息的结果,操作者能够在全局光照图像上容易地观察观察对象。另外,能够切实地防止操作者遗漏观察对象。

[0088] 在此,使用图 4~6,针对基于第 1 或者第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的效果具体地进行说明。图 4 是表示由第 1 或者第 2 实施方式所涉及的全局光照绘制部生成的全局光照图像的一个例子的图。另外,图 5 是表示由第 1 或者第 2 实施方式所涉及的体绘制部生成的体绘制图像的一个例子的图。另外,图 6 是由第 1 或者第 2 实施方式所涉及的重叠处理部生成的重叠图像的一个例子。另外,图 4~6 是分别描绘出同一胎儿的脚的图像,概念性地示出各绘制图像。

[0089] 如图 4 所示,在全局光照图像中,由于添加了阴影,因此,存在深度感,但由于阴影,例如,脚趾等构造物的轮廓没有清晰地被描绘出。另一方面,如图 5 所示,在体绘制图像中,构造物的轮廓清晰,没有阴影,因此,缺乏深度感。

[0090] 对此,在将全局光照图像和体绘制图像重叠的重叠图像中,由于基于全局光照的阴影而存在深度感,且由体绘制图像补充构造物的轮廓信息的结果为,脚趾看上去分离。这样,在由重叠处理部生成的重叠图像中,即使没有完全地添加阴影,通过重叠体绘制图像,也能够对全局光照图像补充构造物的轮廓。即,全局光照图像和体绘制图像相互补充的结果,能够得到良好的绘制图像。

[0091] 另外,在上述实施方式中,分别说明了由操作者变更重叠比率的情况和超声波诊断装置自动地调整重叠比率的情况,超声波诊断装置也可以具备在第 1 实施方式中说明的结构和在第 2 实施方式中说明的结构的双方。此时,例如,超声波诊断装置即使在操作者设定了体绘制图像的重叠比率的情况下,当检测到重叠图像中的亮度的倾向时,也会自动地调整重叠比率。

[0092] 另外,在上述实施方式中,针对在超声波诊断装置中进行相对于体数据的处理的情况进行了说明。但是,相对于上述的体数据的处理也可以由独立于超声波诊断装置而设

置的图像处理装置进行。此时,图像处理装置具备取得部、第1绘制部、第2绘制部、重叠处理部、显示控制部。

[0093] 取得部取得由超声波对被检体进行三维扫描而得到的体数据。例如,取得部取得从超声波诊断装置、PACS(Picture Archiving and Communication Systems)的数据库、电子病历系统的数据库接收到的体数据。第1绘制部根据由取得部取得的体数据生成全局光照图像。第2绘制部根据由取得部取得的体数据生成体绘制图像。重叠处理部生成使由第1绘制部生成的全局光照图像和由第2绘制部生成的体绘制图像重叠的重叠图像。显示控制部使由重叠处理部生成的重叠图像显示于显示装置。

[0094] 另外,在上述实施方式中说明的图像处理方法通过由个人计算机或工作站等计算机执行预先准备的图像处理程序来实现。此时,图像处理程序使计算机执行取得步骤、第1绘制步骤、第2绘制步骤、重叠处理步骤、显示控制步骤。

[0095] 在取得步骤中,计算机取得由超声波对被检体进行三维扫描而得到的体数据。例如,计算机取得由超声波诊断装置、PACS(Picture Archiving and Communication Systems)的数据库、电子病历系统的数据库接收到的体数据。在第1绘制步骤中,计算机根据由取得步骤取得的体数据生成全局光照图像。在第2绘制步骤中,计算机根据由取得步骤取得的体数据生成体绘制图像。在重叠处理步骤中,计算机生成使由第1绘制步骤生成的全局光照图像和由第2绘制步骤生成的体绘制图像重叠的重叠图像。在显示控制步骤中,计算机使由重叠处理部生成的重叠图像显示于显示装置。

[0096] 另外,上述的图像处理程序能够经由因特网等网络来发布。另外,该图像处理程序也可以记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM(Compact Disc Read Only Memory)、MO(Magneto-Optical disc)、DVD(Digital Versatile Disc)等计算机可读取的记录介质中,由计算机从记录介质中读出来执行。

[0097] 另外,上述的各实施方式还能够如以下那样进行变形。

[0098] 例如,在上述的第2实施方式中,说明了重叠处理部28根据重叠图像调整绘制图像的重叠比率时的例子。对此,重叠处理部28也可以根据全局绘制图像调整重叠比率。此时,例如,图像亮度判定部211代替由重叠处理部28生成的重叠图像而使用由全局光照绘制部16生成的全局光照图像,通过基于在第2实施方式中说明的亮度值的判定方法,判定该全局光照图像是否适合观察。

[0099] 另外,重叠处理部也可以重叠全局光照图像以及体绘制图像的至少一部分。此时,例如,重叠处理部针对重叠图像的规定区域,重叠全局光照图像和体绘制图像。

[0100] 例如,重叠处理部针对由操作者指定的区域,重叠全局光照图像和体绘制图像。具体而言,重叠处理部经由输入装置14以及输入接受处理部110,接受操作者进行的在全局光照图像上或者重叠图像上设定关心区域的操作。在此,重叠处理部从操作者接受的关心区域的数量可以是一个,也可以是多个。并且,重叠处理部针对由操作者设定的关心区域,使全局光照图像和体绘制图像重叠。由此,操作者能够在全局光照图像上或者重叠图像上,任意地指定想要强调构造物的轮廓的区域。

[0101] 另外,例如,重叠处理部针对在全局光照图像上或者重叠图像上变得比规定的基准暗的区域或者亮的区域,使全局光照图像和体绘制图像重叠。具体而言,重叠处理部在全局光照图像或者重叠图像中,提取由亮度值不足规定的阈值的像素构成的区域,针对提取

出的区域,使全局光照图像和体绘制图像重叠。由此,在重叠图像中,能够自动地强调位于成为阴影不易于观察的区域的构造物的轮廓。或者,重叠处理部提取在全局光照图像上或者重叠图像上由亮度值为规定的阈值以上的像素构成的区域,针对提取出的区域,使全局光照图像和体绘制图像重叠。由此,在重叠图像中,能够自动地强调位于过于明亮而难以观察的区域的构造物的轮廓。

[0102] 另外,当如上述那样只使规定区域重叠时,例如,重叠处理部进行只使全局光照图像中的规定区域局部地重叠体绘制图像的重叠处理。或者,重叠处理部通过将体绘制图像的重叠比率针对规定区域设定为大于零,针对其以外的区域设定为零来进行重叠处理,从而,结果为也可以只针对规定区域重叠各绘制图像。

[0103] 另外,例如,重叠处理部也可以将重叠图像划分为多个分区,对每个分区设定重叠比率。此时,例如,重叠处理部对预先决定的数量以及形状的分区划分重叠图像。或者,重叠处理部也可以对预先决定的大小以及形状的分区划分重叠图像。

[0104] 图 7 是用于说明基于重叠处理部的重叠图像的划分的一个例子的图。例如,如图 7 所示,重叠处理部将重叠图像 70 划分为排列成 5 行 \times 5 列的四边形的分区。并且,例如,重叠处理部按照划分的每个分区,计算全局光照图像的该分区所包含的像素值的平均值,根据计算出的平均值,设定各分区中的体绘制图像的重叠比率。此时,例如,重叠处理部根据预先确定的全局光照图像的亮度值与体绘制图像的重叠比率的关系,按照每个分区设定体绘制图像的重叠比率。

[0105] 图 8 ~ 10 是用于说明基于重叠处理部的重叠比率设定的一个例子的图。在图 8 ~ 10 中,横轴表示全局光照图像的亮度值,纵轴表示体绘制图像的重叠比率。例如,重叠处理部根据图 8 ~ 10 所示的关系,按照每个分区,根据全局光照图像的亮度值的平均值确定体绘制图像的重叠比率。

[0106] 在此,例如,如图 8 所示,全局光照图像的亮度值与体绘制图像的重叠比率的关系被设定为,随着全局光照图像的亮度值变大而体绘制图像的重叠比率变低。由此,在全局光照中,在暗的分区中,与明亮的分区相比较,构造物的轮廓被更强地强调。

[0107] 另外,例如,如图 9 所示,全局光照图像的亮度值与体绘制图像的重叠比率的关系被设定为当亮度值 = 0 时重叠比率 = 100%,当亮度值 = P_0 时重叠比率为零,当亮度值 = 255 时为重叠比率 = 100%。另外,在 $0 < \text{亮度值} < P_0$ 的范围内,被设定为随着亮度值变大而重叠比率变低,在 $P_1 < \text{亮度值} < 255$ 的范围内,被设定为随着亮度值变大而重叠比率变高。由此,在全局光照中,在暗的分区以及明亮的分区中构造物的轮廓被更突出强调。

[0108] 另外,例如,如图 10 所示,全局光照图像的亮度值与体绘制图像的重叠比率的关系被设定为当 $0 \leq \text{亮度值} < P_1$ 时为重叠比率 = 100%,当 $P_1 \leq \text{亮度值} < P_2$ 时为重叠比率 = 50%,当 $P_2 \leq \text{亮度值} < P_3$ 时为重叠比率 = 0%,当 $P_3 \leq \text{亮度值} < P_4$ 时为重叠比率 = 50%,当 $P_4 \leq \text{亮度值} < 255$ 为重叠比率 = 100%。即,此时,相对于全局光照图像的亮度值,阶段性地设定体绘制图像的重叠比率。

[0109] 另外,基于重叠处理部的划分的单位并不限定于图 7 的单位,可以以比 5 行 \times 5 列小的单位进行划分,也可以以比 5 行 \times 5 列大的单位进行划分。另外,分区的形状并不限定于四边形,例如,也可以是菱形或六边形等任意的形状。另外,分区的大小不需要均匀,例如,当事先知道亮度的分布时,也可以针对亮度的变化大的范围精细地设定分区,针对亮度

的变化小的范围粗略地设定分区。

[0110] 另外,例如,重叠处理部也可以将重叠图像按每个像素进行划分。此时,例如,重叠处理部按每个像素,根据图 8 所示的全局光照图像的亮度值与体绘制图像的重叠比率的关系,由全局光照图像的亮度值的平均值确定体绘制图像的重叠比率。这样,与通过将重叠图像按照每个像素进行划分设定重叠比率,从而以比像素大的单位进行划分时相比较,能够得到构造物的轮廓的强调程度更自然地变化的重叠图像。

[0111] 另外,在上述的各实施方式中,说明了使全局光照图像和体绘制图像重叠时的例子,用于生成重叠的绘制图像的绘制法并不限定于全局光照和体绘制的组合。

[0112] 即,超声波诊断装置具有第 1 绘制部和第 2 绘制部。第 1 绘制部根据由超声波对被检体进行三维扫描而收集到的体数据,通过第 1 绘制法生成第 1 绘制图像。另外,第 2 绘制部根据体数据,通过与第 1 绘制法不同的第 2 绘制法生成第 2 绘制图像。

[0113] 在此,例如,第 1 绘制法是生成添加有阴影的绘制图像的方法。此时,例如,与第 1 绘制法相比较,第 2 绘制法是生成阴影的添加小的绘制图像的方法。即,第 2 绘制法与第 1 绘制法相比较,是构造物的轮廓被清晰地描绘出的方法。使通过这样的绘制方法的组合生成的绘制图像重叠,从而,能够通过由第 2 绘制法生成的第 2 绘制图像补充在由第 1 绘制法生成的第 1 绘制图像中由于阴影而轮廓不清晰的部分。

[0114] 例如,第 1 绘制法是全球光照或梯度法等。另外,例如,第 2 绘制法是没有添加阴影的体绘制或面绘制等。

[0115] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够在绘制图像上容易地观察观察对象。

[0116] 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均等的范围中。

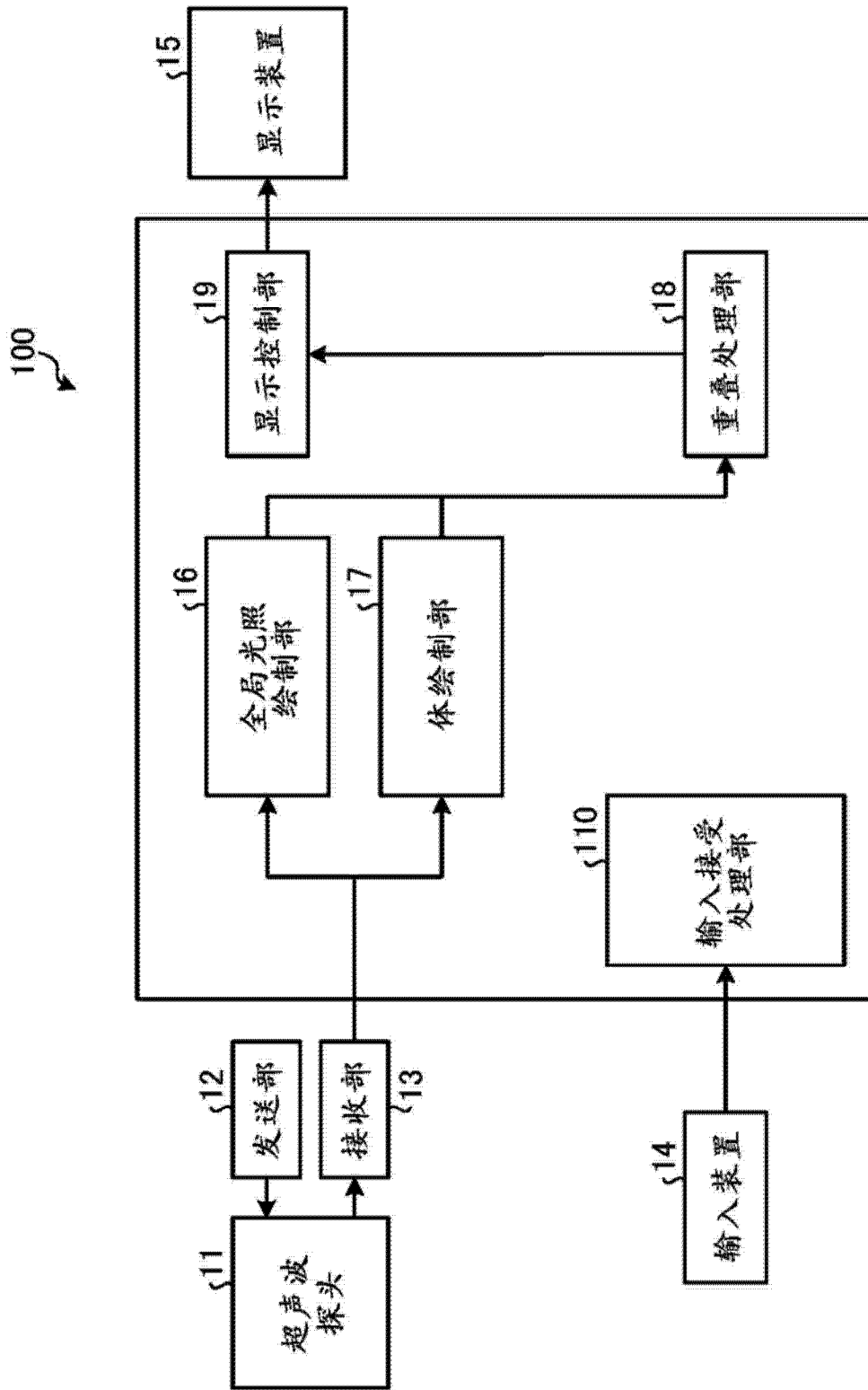


图 1

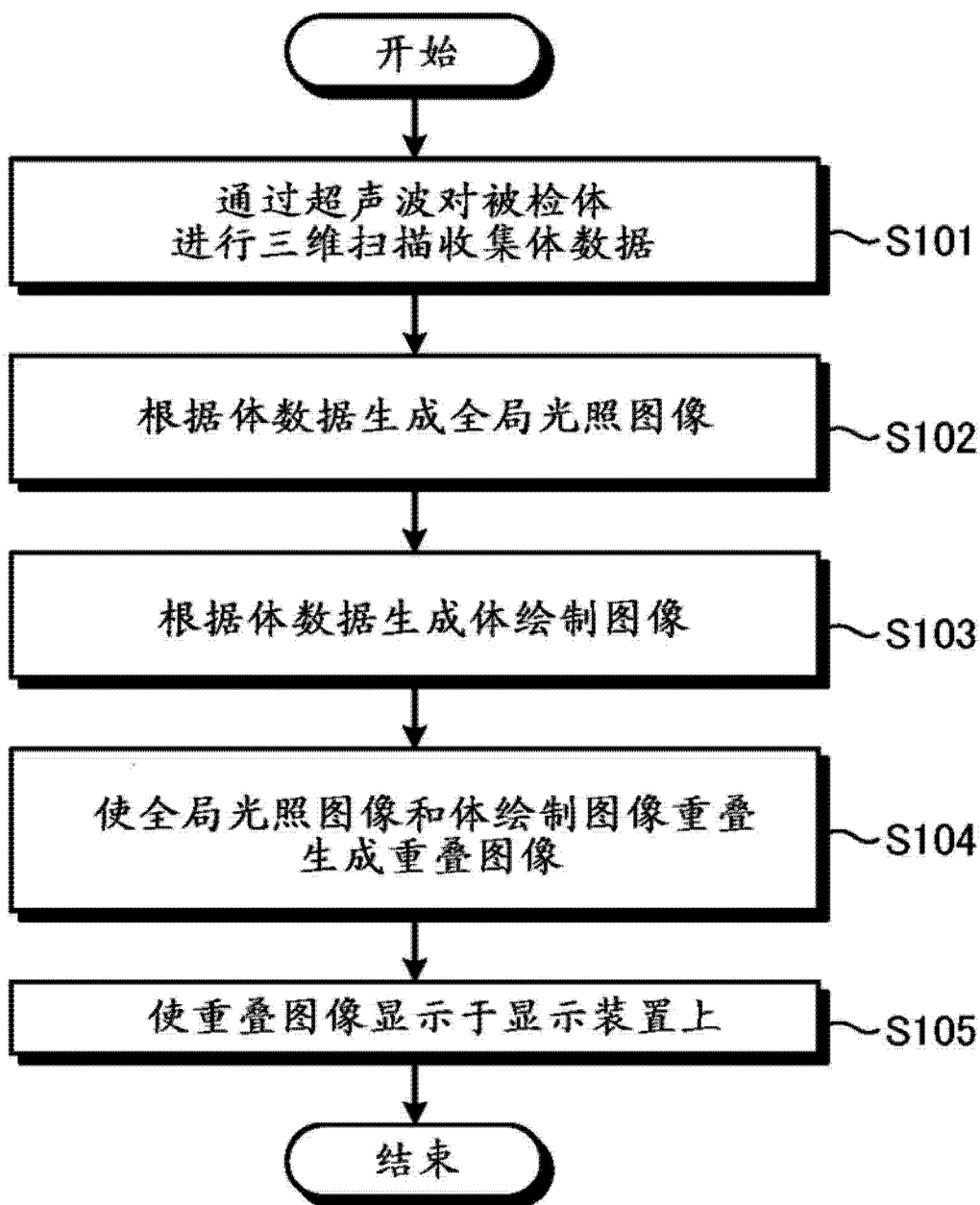


图 2

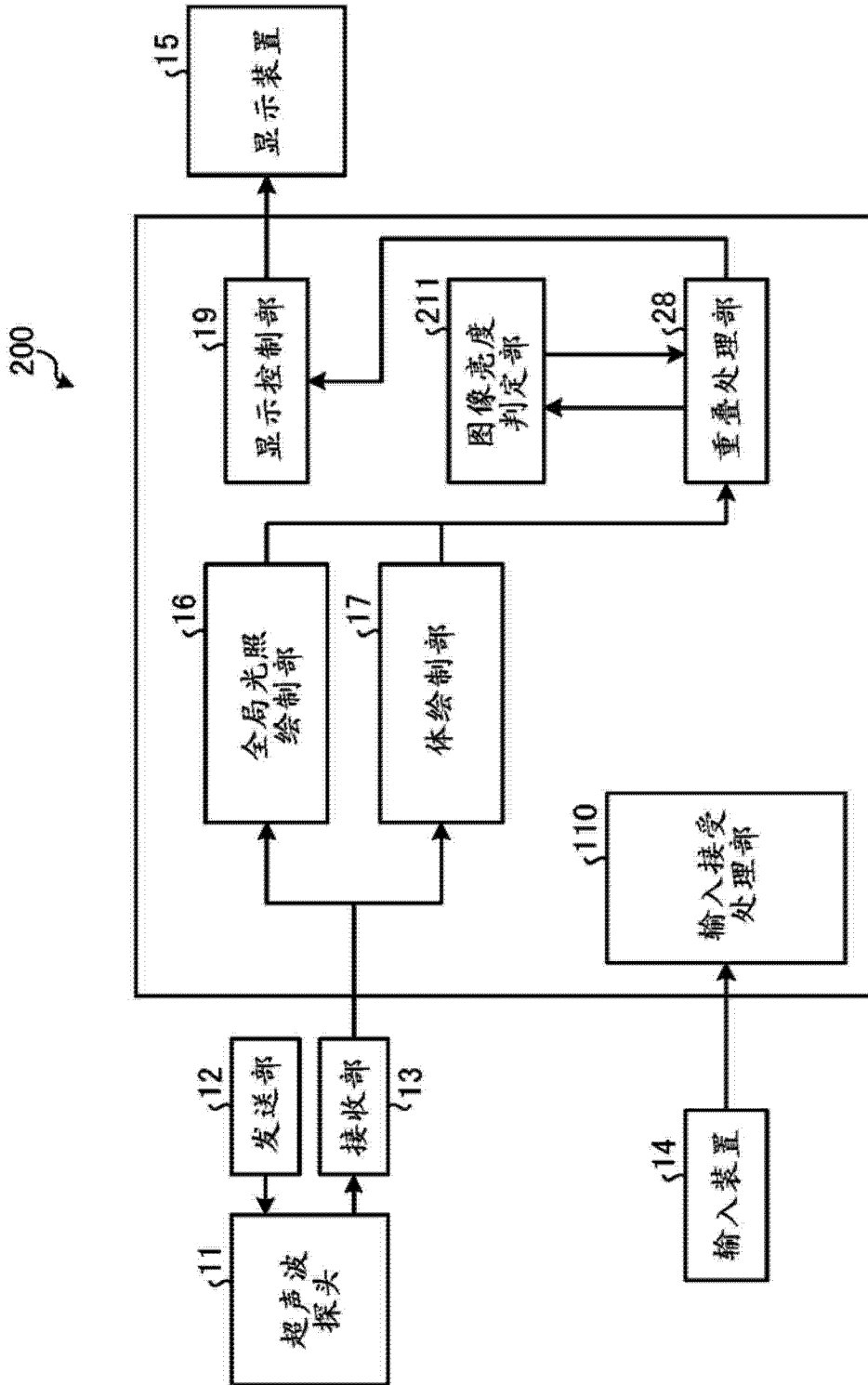


图 3



图 4



图 5

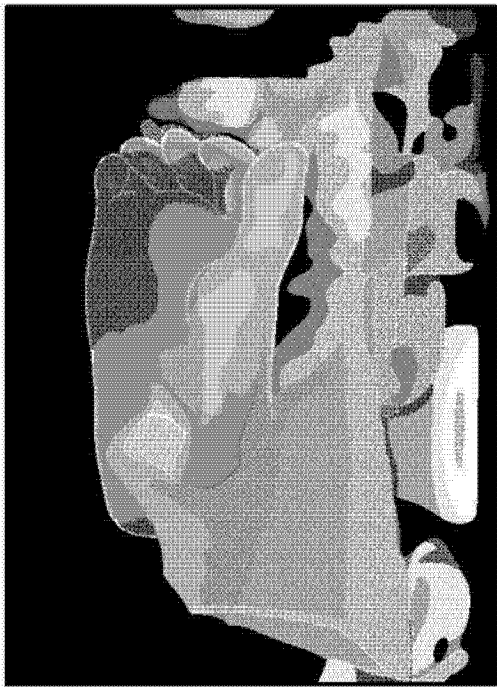


图 6

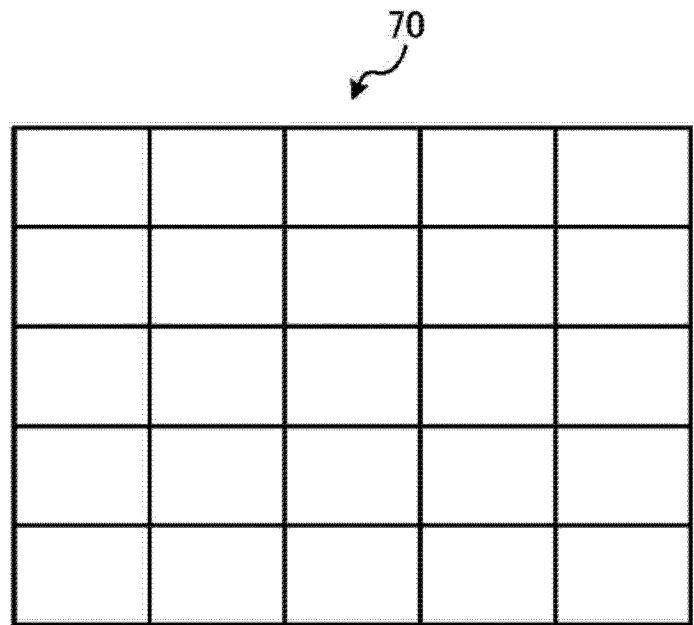


图 7

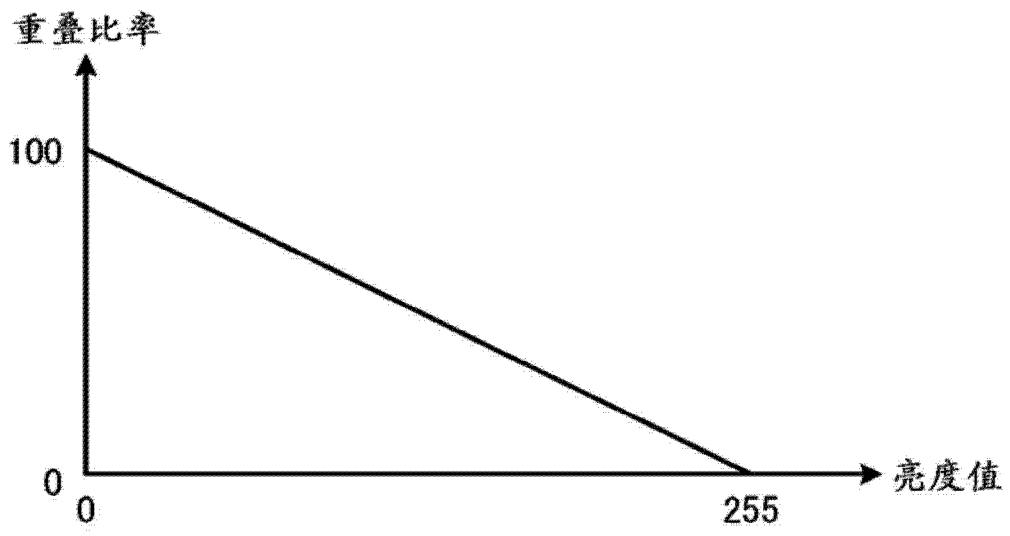


图 8

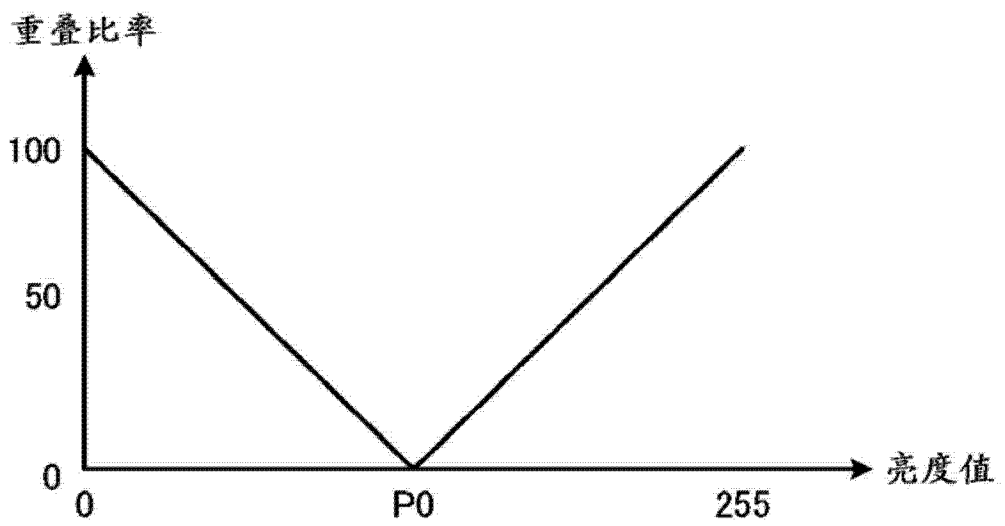


图 9

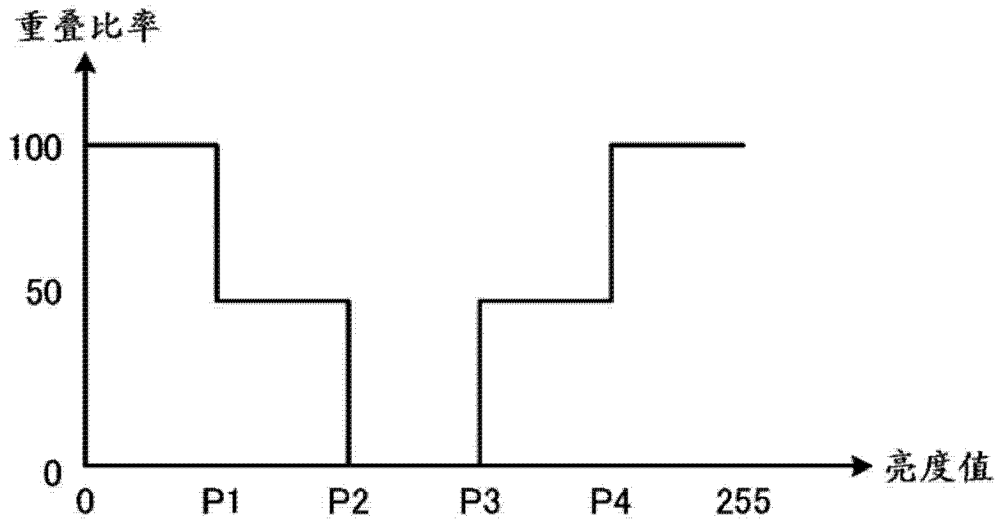


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN104602610A	公开(公告)日	2015-05-06
申请号	CN201380045448.9	申请日	2013-08-30
[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	久我衣津纪 马格纳斯瓦伦贝里		
发明人	久我衣津纪 马格纳斯·瓦伦贝里		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012190367 2012-08-30 JP 2013180610 2013-08-30 JP		
其他公开文献	CN104602610B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在实施方式所涉及的超声波诊断装置(100)中，第1绘制部(16)根据由超声波对被检体进行三维扫描而收集到的体数据，利用第1绘制法生成第1绘制图像。第2绘制部(17)根据上述体数据，利用与上述第1绘制法不同的第2绘制法生成第2绘制图像。重叠处理部(18)生成使上述第1以及第2绘制图像的至少一部分的重叠图像。显示控制部(19)使上述重叠图像显示于显示装置。另外，重叠处理部(18)调整上述重叠图像中的上述第1以及第2绘制图像的重叠比率。

