



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105073017 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201480018780. 0

(22) 申请日 2014. 04. 11

(30) 优先权数据

2013-084151 2013. 04. 12 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/060554 2014. 04. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/168249 JA 2014. 10. 16

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 辻田刚启

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 吴秋明

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 1/00(2006. 01)

G06T 15/08(2006. 01)

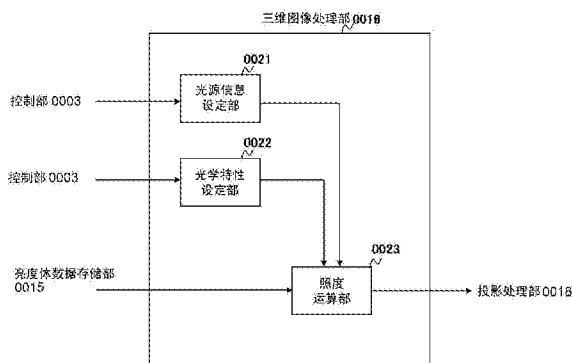
权利要求书3页 说明书37页 附图40页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波三维图像生成方法

(57) 摘要

本发明提供能够提供在组织中或者不同组织间表现出基于光的散射、吸收等的相互作用来生成提高了真实性的三维图像的超声波诊断装置的超声波诊断装置以及超声波三维图像生成方法。本发明所涉及的超声波诊断装置基于亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个体数据来显示对象物的三维图像,其具备:光源信息设定部,对表示设定在三维空间的光源的特性的光源数据进行设定;光学特性设定部,对相对于所述光源的所述体数据的光学特性进行设定;照度运算部,基于所述光源数据以及所述光学特性,计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据;和投影处理部,根据所述照度体数据来生成所述三维图像。



1. 一种超声波诊断装置,其基于亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个体数据来显示对象物的三维图像,

所述超声波诊断装置的特征在于,具备:

光源信息设定部,其对表示在三维空间所设定的光源的特性的光源数据进行设定;

光学特性设定部,其对相对于所述光源的所述体数据的光学特性进行设定;

照度运算部,其基于所述光源数据以及所述光学特性,计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据;和

投影处理部,其根据所述照度体数据来生成所述三维图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光学特性设定部对表示相对于所述光源的所述体数据的光学特性的权重系数进行设定,

所述照度运算部基于所述光源数据以及所述权重系数,计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述体数据是亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少 2 个体数据,

所述照度运算部,按照所述体数据的每个坐标从所述 2 个体数据中选择 1 个体数据,基于被选择的体数据的所述光学特性来计算与所述坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述体数据是亮度体数据以及血流体数据,

所述照度运算部,按照所述体数据的每个坐标从所述亮度体数据以及所述血流体数据中选择 1 个体数据,基于被选择的体数据的所述光学特性来计算与所述坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述体数据是亮度体数据以及弹性体数据,

所述照度运算部,按照所述体数据的每个坐标从所述亮度体数据以及所述弹性体数据中选择 1 个体数据,基于被选择的体数据的所述光学特性来计算与所述坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据。

6. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光学特性设定部根据亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个的体素值和距离所述对象物的表面的距离,来设定所述权重系数。

7. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光学特性设定部根据亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少 2 个的体素值,来设定所述权重系数。

8. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光学特性设定部根据亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少 2 个的体素值和距离所述对象物的表面的距离,来设定所述权重系数。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述权重系数通过以亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个的体素值和

距离所述对象物的表面的距离为指标的二维权重系数表而被规定。

10. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述权重系数通过以亮度体数据的亮度值和距离所述对象物的表面的距离为指标的亮度二维权重系数表、以及以血流体数据的血流值和距离所述对象物的表面的距离为指标的血流二维权重系数表而被规定,

所述照度运算部选择所述亮度二维权重系数表以及所述血流二维权重系数表的任一者,基于被选择的所述二维权重系数表中所规定的所述权重系数,来计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度。

11. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述权重系数通过以亮度体数据的亮度值和距离所述对象物的表面的距离为指标的亮度二维权重系数表、以及以弹性体数据的弹性值和距离所述对象物的表面的距离为指标的弹性二维权重系数表而被规定,

所述照度运算部选择所述亮度二维权重系数表以及所述弹性二维权重系数表的任一者,基于被选择的所述二维权重系数表中所规定的所述权重系数,来计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光学特性设定部对表示相对于所述光源的亮度体数据的光学特性的权重系数进行设定,

所述照度运算部,基于所述光源数据以及所述权重系数,来计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据,

所述投影处理部根据以血流体数据的血流值参照的调色板的值和所述照度体数据来生成三维图像。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光学特性设定部对表示相对于所述光源的亮度体数据的光学特性的权重系数进行设定,

所述照度运算部,基于所述光源数据以及所述权重系数,来计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据,

所述投影处理部根据由弹性体数据的弹性值所参照的调色板的值和所述照度体数据来生成三维图像。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具备:色调变换部,其基于亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个,对所述照度体数据的色调进行变换。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述照度运算部按照所述光源的多个波长的每个波长来生成多个所述照度体数据,

所述色调变换部通过交换所述多个照度体数据之中的至少 2 个所述照度体数据的所述照度的值,来变换所述色调。

16. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述照度运算部按照所述光源的多个波长的每个波长来生成多个所述照度体数据,

所述色调变换部通过对所述多个照度体数据之中的至少一个所述照度体数据的所述

照度的值实施规定值的加法、减法、乘法以及除法的至少一个,从而变换所述色调。

17. 一种超声波三维图像生成方法,基于亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个体数据来显示对象物的三维图像,

所述超声波三维图像生成方法的特征在于,

对表示在三维空间所设定的光源的特性的光源数据进行设定,

对表示相对于所述光源的所述体数据的光学特性的权重系数进行设定,

基于所述光源数据以及所述权重系数,来计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据,

根据所述照度体数据来生成所述三维图像。

超声波诊断装置以及超声波三维图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,特别地,涉及根据多个超声波的体数据的至少一个生成三维投影像的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过超声波探头向被检体内部发送超声波,从被检体内部接收与生物体组织的构造相应的超声波的反射回波信号,例如,构成超声波断层图像(B模式像)等亮度断层图像并显示为诊断用。

[0003] 在收集三维超声波数据的情况下,在针对通过自动或者手动地在短轴方向上使探头扫描而得到的三维数据进行了坐标变换之后在视线方向上重构超声波图像数据,生成三维图像从而观察对象物的表面的技术是普遍的。

[0004] 此外,当前,实时地实施反射回波信号的信号处理,显示运动的三维图像的被称为实时3D或者4D的技术也是普遍的。

[0005] 这些三维图像的表面形状的描绘能力优良,在以往根据显示1个断层的超声波断层图像难以进行诊断的皮肤上的裂口(嘴唇/上颚裂等)疾病的诊断上是有效的。

[0006] 但是,由于超声波的图像的斑点噪声(speckle noise)等超声波特有的伪影(artifact)较多,因此虽然通过平滑化处理等提高了画质,但也存在由于平滑化处理导致边界线变得连续、皮肤上的裂口被连续显示的相反效果。

[0007] 作为解决该方法的问题,存在如下的图像处理装置:在能够进行三维图像显示的图像处理装置中,兼顾检查对象物的构造掌握和表面形状的提取,能够得到良好画质的合成三维图像(例如,参照专利文献1)。

[0008] 此外,能够使用多普勒法来从反射回波信号收集三维血流数据、三维硬度数据,生成血流数据、硬度数据的三维图像(例如,参照专利文献2)。

[0009] 在先技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1:日本特开2006-130071号公报

[0012] 专利文献2:W02011/099410号公报

发明内容

[0013] - 发明要解决的课题 -

[0014] 但是,在现有的超声波诊断装置(图像处理装置)中,虽然通过兼顾检查对象物的构造掌握和表面形状的提取,能够得到良好的画质,但如光学照片那样,在体绘制法中设定光源,由于阴影等,导致不能得到提高了真实性的图像。

[0015] 此外,虽然在现有的超声波诊断装置(图像处理装置)中,能够一边通过贡献率这一尺度来变更相当于组织构造的三维亮度数据与相当于血管构造的三维血流数据的位置关系,一边生成适合于构造识别的三维图像,但不能得到考虑性质不同的组织间(例如,皮

肤组织、脂肪组织、血管以及肿瘤组织等组织间)的光学的相互作用来提高真实性的三维图像。

[0016] 本发明为了解决上述的问题而作出,其目的在于,提供一种通过表现组织中的光的行为(曝光、吸收、散射、反射等),来再现组织背部的阴影、产生在皮肤的裂口的局部阴影,生成表现出基于光的曝光、吸收等的阴影效果而提高了真实性的三维图像的超声波诊断装置。此外,本发明为了解决上述的问题而作出,其目的在于,提供一种生成通过表现组织中的光的行为,来表现性质不同的组织间的光的相互作用,从而提高了真实性的三维图像的超声波诊断装置。

[0017] - 解决课题的手段 -

[0018] 本发明所涉及的超声波诊断装置基于亮度体数据、血流体数据(包含血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据)以及弹性体数据的至少一个体数据来显示对象物的三维图像,其具备:光源信息设定部,对表示设定在三维空间的光源的特性的光源数据进行设定;光学特性设定部,对相对于所述光源的所述体数据的光学特性进行设定;照度运算部,基于所述光源数据以及所述光学特性,来计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据;和投影处理部,根据所述照度体数据来生成所述三维图像。

[0019] - 发明效果 -

[0020] 本发明能够提供一种生成在组织中或者不同的组织间表现出基于光的散射、吸收等的相互作用而提高了真实性的三维图像的超声波诊断装置。

附图说明

[0021] 图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的一个例子的框图。

[0022] 图2是表示第1实施方式所涉及的三维图像处理部的一个例子的框图。

[0023] 图3是示意性地表示亮度体数据与光源的位置关系的概念图。

[0024] 图4是表示第1实施方式所涉及的照度运算部的结构的一个例子的框图。

[0025] 图5是表示第1实施方式所涉及的亮度二维权重系数表的一个例子的图。

[0026] 图6是说明基于第1实施方式的三维图像的特征的图。

[0027] 图7是表示第1实施方式中的显示例的图。

[0028] 图8是表示第1实施方式所涉及的三维图像处理部的变形例的框图。

[0029] 图9是表示基于第1实施方式的变形例的照度计算的概念图的图。

[0030] 图10是表示照度修正部的结构的一个例子的框图。

[0031] 图11是表示与第1实施方式的其他变形例有关的二维卷积处理部的框图。

[0032] 图12是表示显示部显示彩色映射的图。

[0033] 图13是表示彩色映射的选择方法的例子的图。

[0034] 图14是表示彩色映射的选择方法的另一个例子的图。

[0035] 图15是表示第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的一个例子的框图。

[0036] 图16是表示第2实施方式所涉及的三维图像处理部的一个例子的框图。

[0037] 图17是示意性地表示亮度体数据或者血流体数据与光源的位置关系的概念图。

[0038] 图18是表示第2实施方式所涉及的照度运算部的结构的一个例子的框图。

[0039] 图 19 是表示第 2 实施方式所涉及的亮度二维权重系数表以及血流二维权重系数表的一个例子的图。

[0040] 图 20 是说明基于第 2 实施方式的三维图像的特征的图。

[0041] 图 21 是表示第 2 实施方式中的显示例的图。

[0042] 图 22 是在第 2 实施方式表示亮度血流二维权重系数表的变形例的图。

[0043] 图 23 是在第 2 实施方式表示亮度血流三维权重系数表的一个例子的图。

[0044] 图 24 是表示第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的一个例子的框图。

[0045] 图 25 是表示第 3 实施方式所涉及的三维图像处理部的一个例子的框图。

[0046] 图 26 是示意性地表示亮度体数据或者弹性体数据与光源的位置关系的概念图。

[0047] 图 27 是表示第 3 实施方式所涉及的照度运算部的结构的一个例子的框图。

[0048] 图 28 是表示第 3 实施方式所涉及的亮度弹性三维权重系数表的一个例子的图。

[0049] 图 29 是说明基于第 3 实施方式的三维图像的特征的图。

[0050] 图 30 是表示第 3 实施方式中的显示例的图。

[0051] 图 31 是表示第 4 实施方式中的三维图像处理部的一个例子的框图。

[0052] 图 32 是表示各要素 (RGB) 的值的交换的效果的示意图。

[0053] 图 33 是表示要素乘以系数后的效果的示意图。

[0054] 图 34 是表示第 5 实施方式中的三维图像处理部的一个例子的框图。

[0055] 图 35 是表示各要素 (RGB) 的值的交换的效果的示意图。

[0056] 图 36 是在第 3 实施方式表示亮度弹性二维权重系数表的变形例的图。

[0057] 图 37 是在第 3 实施方式表示亮度二维权重系数表以及弹性二次权重系数表的一个例子的图。

[0058] 图 38 是表示超声波诊断装置的变形例的框图。

[0059] 图 39 是表示三维图像处理部的变形例的框图。

[0060] 图 40 是表示超声波诊断装置的另一个变形例的框图。

[0061] 图 41 是表示三维图像处理部的另一个变形例的框图。

具体实施方式

[0062] (第 1 实施方式)

[0063] 以下,使用附图来说明本发明的第 1 实施方式的超声波诊断装置。图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的一个例子的框图。如图 1 所示,超声波诊断装置 0001 具备:控制部 0003、操作部 0004、发送部 0005、接收部 0006、收发控制部 0007、调相相加部 0008、显示部 0009、亮度信息运算部 0011、三维亮度数据存储部 0012、任意断面图像生成部 0013、三维坐标变换部 0014、亮度体数据存储部 0015、三维图像处理部 0016、图像合成部 0017、投影处理部 0018 以及梯度运算部 0019,基于亮度体数据来显示对象物的三维图像。此外,超声波诊断装置 0001 与超声波探头 0002 连接。

[0064] 超声波探头 0002 被与被检体 0010 抵接来使用。超声波探头 0002 配设多个振荡器而形成,具有经由振荡器向被检体 0010 收发超声波的功能。超声波探头 0002 由呈一维的直线形或者扇形的多个振荡器构成,在探头的排列方向上电子地进行超声波的收发的同时在与多个振荡器的排列方向正交的方向上机械地使振荡器振动或者手动使其移动,能够

三维地收发超声波。超声波探头 0002 也可以将多个振荡器二维排列,并能够电子地控制超声波的收发。

[0065] 控制部 0003 控制超声波诊断装置 0001 以及超声波探头 0002 的各结构要素。操作部 0004 对控制部 0003 进行各种输入。操作部 0004 具备键盘、跟踪球等。

[0066] 发送部 0005 经由超声波探头 0002,每隔一定的时间间隔向被检体 0010 反复发送超声波。发送部 0005 生成用于驱动超声波探头 0002 的振荡器以使其产生超声波的发送波脉冲。发送部 0005 具有将被发送的超声波的收敛点设定为某个深度的功能。接收部 0006 接收从被检体 0010 反射的反射回波信号。接收部 0006 针对由超声波探头 0002 接收的反射回波信号以规定的增益进行放大来生成 RF 信号即接收信号。收发控制部 0007 控制发送部 0005 和接收部 0006。

[0067] 调相相加部 0008 对由接收部 0006 接收的反射回波进行调相相加。调相相加部 0008 控制由接收部 0006 放大的 RF 信号的相位,对 1 点或者多个收敛点形成超声波束来生成 RF 信号帧数据(相当于 RAW 数据)。亮度信息运算部 0011 基于由调相相加部 0008 生成的 RF 信号帧数据来构成断层图像。三维亮度数据存储部 0012 存储多个由亮度信息运算部 0011 构成的断层图像。

[0068] 任意断面图像生成部 0013 基于断层图像的获取形状来生成任意断面图像。三维坐标变换部 0014 基于断层图像的获取形状来进行三维坐标变换,生成亮度体数据,并保存于亮度体数据存储部 0015。三维图像处理部 0016 使用保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据来生成照度体数据。

[0069] 梯度运算部 0019 使用保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据来生成梯度体数据。梯度体数据(亮度梯度体数据)的梯度值是表示基于亮度值来计算出的三维形状的斜率(例如,三维形状中的法线的斜率或者三维形状中的法线与光源方向的角度)的值。投影处理部 0018 使用照度体数据、亮度体数据和梯度体数据(亮度梯度体数据)来进行绘制处理,生成三维图像。此外,投影处理部 0018 也可以根据亮度体数据以及照度体数据来生成三维图像。图像合成部 0017 将由投影处理部 0018 生成的三维图像与由任意断面图像生成部 0013 生成的任意断面图像(三维亮度数据的任意断面图像)合成。显示部 0009 显示由图像合成部 0017 生成的显示图像。

[0070] 接下来,说明三维数据的处理。超声波探头 0002 能够与超声波的收发同时地,一边二维地切换收发方向,一边沿着例如 θ 、 Φ 这 2 个轴进行测量。亮度信息运算部 0011 基于控制部 0003 中的设定条件,输入从调相相加部 0008 输出的 RF 信号帧数据,进行增益修正、对数压缩、检波、轮廓强调、平滑化处理等信号处理,构成二维断层数据。

[0071] 三维亮度数据存储部 0012 具有基于相当于获取位置的收发方向,存储多个亮度信息运算部 0011 的输出数据即二维断层数据的功能。例如,在与 θ 方向正交的 Φ 方向进行驱动来获取多个根据在深度方向进行了取样的时间序列的超声波数据在 θ 方向进行收发的测量结果而生成的二维断层图像,将与 Φ 相关联的多个二维断层数据存储为三维断层数据。

[0072] 三维坐标变换部 0014 使用存储于三维亮度数据存储部 0012 的三维断层数据,基于获取位置(深度、 θ 、 Φ)来在空间上的坐标进行三维坐标变换,生成亮度体数据,并保存

于亮度体数据存储部 0015。

[0073] 任意断面图像生成部 0013 使用存储于三维亮度数据存储部 0012 的三维断层数据, 基于获取位置 (深度、 θ 、 Φ), 生成由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的任意的平面上的任意断面图像。

[0074] 三维图像处理部 0016 基于保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据, 生成照度体数据。梯度运算部 0019 基于保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据, 来生成各体素 (voxel) 坐标处的视线方向的梯度被计算出的体数据。

[0075] 接下来, 说明三维图像处理部 0016 的处理。三维图像处理部 0016 是本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 的特征性的处理部, 其使用存储于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据, 基于由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的光源来生成照度体数据。

[0076] 图 2 是表示三维图像处理部 0016 的一个例子的框图。如图 2 所示, 三维图像处理部 0016 具备: 光源信息设定部 0021、光学特性设定部 0022 以及照度运算部 0023。本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 是基于体数据 (亮度体数据) 来显示对象物的三维图像的超声波诊断装置 0001, 其具备: 光源信息设定部 0021, 对表示在三维空间上所设定的光源的特性的光源数据进行设定; 光学特性设定部 0022, 设定相对于所述光源的所述体数据的光学特性 (或者, 表示光学特性的权重系数); 照度运算部 0023, 基于所述光源数据以及所述光学特性 (或者, 所述权重系数), 计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度, 基于计算出的所述照度来生成照度体数据; 和投影处理部 0018, 根据所述照度体数据来生成所述三维图像。此外, 本实施方式所涉及的超声波三维图像生成方法是基于体数据来显示对象物的三维图像的超声波三维图像生成方法, 其中, 对表示在三维空间上所设定的光源的特性的光源数据进行设定, 对表示相对于所述光源的所述体数据的光学特性的权重系数进行设定, 基于所述光源数据以及所述权重系数, 计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度, 基于计算出的所述照度来生成照度体数据, 根据所述照度体数据来生成所述三维图像。另外, 虽然在本实施方式中, 体数据是亮度体数据, 但体数据是亮度体数据、血流体数据 (包含血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据) 以及弹性体数据的至少一个即可。血流分散体数据包含血流速度分散体数据以及血流振幅分散体数据。

[0077] 光源信息设定部 0021 对表示在三维图像的三维空间所设定的光源的特性的光源数据进行设定 (生成)。例如, 光源信息设定部 0021 对表示光源的强度的光源数据进行设定。光源信息设定部 0021 能够对光源的强度、三维空间上的光源的位置、光源的方向, 光源的色调以及光源的形状之中的至少一个进行调整来设定光源数据。光学特性设定部 0022 对由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的亮度体数据的光学特性进行设定。光学特性设定部 0022 对表示相对于光源的亮度体数据的光学特性的权重系数进行设定。照度运算部 0023 基于由光源信息设定部 0021 设定的光源数据和由光学特性设定部 0022 设定的光学特性, 计算与亮度体数据上的体素坐标对应的照度, 生成照度体数据。也就是说, 照度运算部 0023 基于光源数据以及权重系数, 计算与亮度体数据的坐标相应的位置的照度, 基于计算出的照度来生成照度体数据。

[0078] 接下来, 说明由光源信息设定部 0021 设定的光源信息、由光学特性设定部 0022 设定的光学特性、照度运算部 0023 中的照度体数据的生成方法。

[0079] 图 3 是示意性地表示亮度体数据与光源的位置关系的概念图。如图 3 所示,通过控制部 0003 以及操作部 0004,对亮度体数据存储部 0015 中的亮度体数据 0301,在光源方向 0303 设定光源(平行光源)0302。三维空间上的光源 0302 的位置、光源方向 0303 以及光源数据是通过光源信息设定部 0021 来生成的。

[0080] 面 0304 是亮度体数据 0301 最初与光源方向 0303 的正交面交叉(相接)的面的位置,表示照度运算开始位置。面 0305 是亮度体数据 0301 最后与光源方向 0303 的正交面交叉(相接)的面的位置,表示照度运算结束位置。

[0081] 照度运算部 0023 对沿着光源方向 0303 正交的面(光源方向 0303 的正交面)进行照度运算。在图 3 中,照度运算部 0023 在从面 0304 到面 0305 的范围进行照度运算,例如,在位于光源方向 0303 的样本 0306 的照度运算中,对面 0307 进行照度运算。

[0082] 接下来,使用图 4 来说明照度运算部 0023 的结构的一个例子。如图 4 所示,照度运算部 0023 具备:照度体数据存储部 0401、光源数据保持部 0402、二维卷积处理部 0403 以及加权相加部 0404。照度运算部 0023 具备:二维卷积处理部 0403,对所述光源数据进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据;和加权相加部 0404,针对所述光源数据以及所述二维卷积积分数据,基于所述权重系数来进行加权相加(加权和),从而生成所述照度体数据。

[0083] 照度运算部 0023 具备将所述光源数据的初始值和基于所述加权相加部的所述加权相加的结果保持为输入光源数据的光源数据保持部 0402,一边从所述亮度体数据中的照度运算开始位置到照度运算结束位置切换体素,一边对所述输入光源数据进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据,对所述输入光源数据以及所述二维卷积积分数据,基于所述权重系数来进行加权相加,从而生成所述照度体数据。

[0084] 光源数据保持部 0402 输入由光源信息设定部 0021 生成的光源数据,并保持为初始值。以下,将由光源数据保持部 0402 保持的光源数据记载为“输入光源数据”。二维卷积处理部 0403 对输入光源数据(光源数据)进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据。二维卷积积分处理表示在二维平面上的卷积积分,例如,对面 0307 进行实施。

[0085] 加权相加部 0404 输入作为二维卷积处理部 0403 的输出结果的二维卷积积分数据,并输入由光源数据保持部 0402 保持的输入光源数据。加权相加部 0404 对输入光源数据(光源数据)以及二维卷积积分数据,基于权重系数来进行加权相加,从而生成照度体数据。加权相加部 0404 所使用的权重系数作为相对于光源的亮度体数据的光学特性,由光学特性设定部 0022 进行设定。以下,将加权相加部 0404 所生成的加权相加结果记载为“输出照度数据”。

[0086] 输出照度数据被保存在与照度体数据存储部 0401 的体素坐标相应的位置。此外,输出照度数据被输入到光源数据保持部 0402,被保存(存储)为输入光源数据。换句话说,光源数据保持部 0402 将光源数据的初始值和由加权相加部 0404 进行加权相加的结果保持为输入光源数据。

[0087] 这里,初始值的输入光源数据是在光源信息设定部 0021 中被设定的光源数据,在照度运算部 0023 开始照度运算之前,被输入并设定(保持)在光源数据保持部 0402。

[0088] 照度运算部 0023(二维卷积处理部 0403 以及加权相加部 0404)从亮度体数据中的照度运算开始位置(面 0304)到照度运算结束位置(面 0305),一边切换与参照的坐标相

应的体素,一边对输入光源数据进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据,针对输入光源数据以及二维卷积积分数据,一边切换与参照的坐标相应的亮度,一边使用基于亮度值的权重系数来进行加权相加,从而生成照度体数据。

[0089] 接下来,使用图 5 来说明由加权相加部 0404 使用的权重系数的设定方法。如图 5 所示,二维权重系数表(亮度二维权重系数表)0501 具备由控制部 0003 设定的权重系数,是以亮度体数据的亮度值(体素值)0502 和距离体表(或者组织表面)的距离 0503 这 2 个为指标,用于参照被二维地保存的权重系数的二维表。换句话说,权重系数通过以亮度体数据的亮度值和距离对象物的表面的距离为指标的二维权重系数表 0501 而被规定。在该情况下,光学特性设定部 0022 根据亮度体数据的亮度值和距离对象物的表面的距离来设定权重系数。

[0090] 本实施方式中的光学特性通过被设定为基于组织的光学特性来再现光的行为(状态)的权重系数而被规定,是通过光学特性设定部 0022 而被设定的。作为亮度体数据的光学特性,光学特性设定部 0022 对具备权重系数的二维权重系数表 0501 进行设定。

[0091] 如图 5 所示,基于亮度体数据的亮度值和距离体表(或者组织表面)的距离这 2 个指标,对根据二维权重系数表 0501 来参照的权重系数是 a 和 b 这 2 个的情况进行说明。在影响输入光源数据(与其相乘)的权重系数是 a,影响二维卷积积分数据(与其相乘)的权重系数是 b 的情况下,通过调整 a 和 b 的大小,能够简单地设定光的行为(散射的程度等)。

[0092] 此外,基于权重系数 a 和 b 的输入光源数据以及二维卷积积分数据的加权和,被输入到照度体数据存储部 0401。通过将权重系数 a 与 b 的合计值设定为较大,能够设定被增强了的照度,通过将权重系数 a 与 b 的合计值设定为较小,能够设定较弱的照度。

[0093] 在本实施方式中,二维权重系数表 0501 具备亮度以及距离体表(或者组织表面)的距离来作为 2 个参照指标。在超声波数据的情况下,反映组织的声阻抗的亮度能够成为反映生物体组织的特性的有用的信息。超声波数据中的亮度反映出放射的超声波从散射体反射得到的反射波的振幅,随着超声波向深部传播而衰减是普遍的。因此,在超声波数据中,难以仅通过亮度将组织分类。因此,通过将对象物的距离体表(或者组织表面)的距离增加为指标,能够在超声波数据中进行组织的分类。

[0094] 例如,在考虑对象物是胎儿,经由羊水到达胎儿的胳膊的超声波的情况下,已知从胳膊的骨体部(硬组织)反射的超声波的亮度较高。但是,已知到达胳膊的表面的瞬间的亮度即使胳膊的表面是软组织,也不产生衰减,与骨体部相同地亮度也较高。这样仅以亮度为指标的情况下,难以区别软组织和骨体部(硬组织)。因此,将距离对象物的体表的距离增加为指标。由于骨体部存在于胎儿的组织内部,因此通过使用距离体表(或者组织表面)的距离和亮度这两者来设定组织的特性,能够进行组织的判别。

[0095] 距离体表(或者组织表面)的距离是例如在某个体素的亮度比预先设定的阈值高的情况下,判定为相应于组织中,距离体表(或者组织表面)的距离的值被加上 1 体素份的距离。另一方面,在某个体素的亮度比预先设定的阈值低的情况下,判断为不相当于组织中,该体素的距离体表(或者组织表面)的距离的值被初始化。

[0096] 通过将距离体表(或者组织表面)的距离作为权重系数的指标来使用,在如胎儿的胳膊那样在组织表面存在高亮度的软组织,在从组织表面起较深的位置存在与软组织相同程度的亮度的骨体部的情况下,即使是相同程度的亮度,通过根据距离体表(或者组织

表面)的距离,来设定不同的权重系数,也能够根据组织来赋予不同的光学效果。换句话说,通过根据距离体表(或者组织表面)的距离,区别软组织与骨体部(硬组织)来设定不同的权重系数,从而能够区别软组织与骨体部(硬组织)来表现组织中的光的行为(曝光、吸收、散射、反射等),在体绘制法中,能够得到提高了真实性的图像(三维图像)。通过根据组织的特性来使用特征性的权重系数,从而即使在如超声波数据那样难以仅根据亮度值来确定组织的特性(或者种类)的情况下,也能够赋予适当的光学效果。

[0097] 这样,在不进行复杂的运算的情况下,设定反映了组织的特性的二维权重系数表,并基于二维权重系数表,调整光的行为(散射的程度等),从而能够简单并且任意地赋予组织中的光学效果,能够生成根据组织的特性(例如,组织的硬软)提高了真实性的三维图像。

[0098] 照度运算部 0023 从照度运算开始位置(面 0304)到照度运算结束位置(面 0305),通过切换与由加权相加部 0404 参照的坐标相应的体素,从而一边切换与被参照的坐标相应的亮度值(体素亮度),一边反复进行上述的照度运算处理。

[0099] 照度运算部 0023 进行运算直到照度运算结束位置为止,生成与亮度体数据上的体素坐标对应的照度被全部计算出的照度体数据,并存储于照度体数据存储部 0401。

[0100] 光的行为特性按照自然规律,根据光源的波长而不同。因此,在按照自然规律,进一步提高真实性的情况下,照度运算是按照每个光源的波长而进行的。在该情况下,权重系数按照每个光源的波长而不同。

[0101] 光源信息设定部 0021 对与光源的多个波长相应的光源数据进行设定。光学特性设定部 0022 按照多个波长的每个来设定权重系数。

[0102] 照度运算部 0023 按照光源 0302 的多个波长的每个波长,进行照度运算,生成照度体数据。例如,在光源 0302 是可见光线的 7 个颜色的情况下,照度运算部 0023 设定 7 种权重系数(或者二维权重系数表),生成 7 种照度体数据。此外,在光源 0302 是加色混合的三原色的情况下,照度运算部 0023 设定相当于 R 要素、G 要素、B 要素的波长的 3 组权重系数(或者 3 种二维权重系数表),生成 3 种照度体数据。换句话说,光源信息设定部 0021 设定与所述光源的多个波长相应的所述光源数据,光学特性设定部 0022 按照所述多个波长的每个来设定所述权重系数,照度运算部 0023 按照所述多个波长的每个来生成所述照度体数据。

[0103] 在本实施方式中,对光源 0302 是加色混合的三原色,设定 3 组权重系数(或者 3 种二维权重系数表),生成 3 种照度体数据的情况进行说明。按照每个光源 0302 的波长,设定光源数据的初始值。换句话说,与有效的波长的数目相同数目的光源数据的初始值分别被光源信息设定部 0021 进行设定。因此,在本实施方式中,相当于 R 要素、G 要素、B 要素的波长的 3 种光源数据被设定,并分别作为独立的输入光源数据,被光源数据保持部 0402 进行保持。此外,3 种光源数据的初始值可以是操作者经由操作部 0004 来选择的初始值,也可以是使用图像来设定的初始值。

[0104] 照度运算部 0023 基于 3 种光源数据和 3 种光学特性(权重系数或者二维权重系数表),计算配置在亮度体数据上的照度,生成 3 种照度体数据。

[0105] 投影处理部 0018 基于照度体数据的照度和被亮度体数据的亮度(体素值)参照的不透明度,生成三维图像。在光源 0302 是三原色的情况下,投影处理部 0018 根据由照度

运算部 0023 生成的 3 种照度体数据和保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据来生成三维图像。投影处理部 0018 中的投影处理如下述的式 (1) ~ (3) 所示, 基于每个波长 (R 要素、G 要素、B 要素) 的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 中的照度、不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$, 来生成三维图像。换句话说, 通过将每个波长的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 的体素值乘以根据不透明度 $\alpha[i]$ 求出的不透明度项和梯度值 $S[i]$ 的值, 并在视线方向上进行累计, 来生成三维图像。式中的“k”表示视线方向的体素坐标。视线方向被设定为通过操作部 0004, 经由控制部 0003 观察超声波图像的方向。

$$[0106] \quad \text{OUT_R}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \Pi^{m=0:k-1}(1-\alpha[m])) \cdot \dots \quad (1)$$

$$[0107] \quad \text{OUT_G}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \Pi^{m=0:k-1}(1-\alpha[m])) \cdot \dots \quad (2)$$

$$[0108] \quad \text{OUT_B}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \Pi^{m=0:k-1}(1-\alpha[m])) \cdot \dots \quad (3)$$

[0109] 由投影处理部 0018 生成的三维图像由图像合成部 0017 配置在与任意的断面图像相同的画面上, 并由显示部 0009 进行显示。

[0110] 另外, 虽然在本实施方式中, 超声波诊断装置 0001 具备梯度运算部 0019, 但也能够去除梯度运算部 0019。在该情况下, 式 (1) ~ (3) 中的梯度值 $S[i]$ 的项被从式 (1) ~ (3) 中去除 (或者被处理为“1.0”), 从而不对生成的三维图像做出贡献。

[0111] 接下来使用图 6 来说明基于本实施方式的三维图像的特征。图 6 的三维图像 0601 是通过本实施方式的手法来构成的三维图像, 三维图像 0602 是通过以 Levoy 的手法为代表的一般的体绘制手法来构成的三维图像。如图 6 所示, 现有的三维图像 0602 沿着胎儿的脸部的轮廓具有暗并且细的阴影 0604。另一方面, 本实施方式的三维图像 0601 对于脸部的轮廓, 强调阴影 0603 并使轮廓浮起, 从而使边界线清楚明了。此外, 在现有的三维图像 0602 中, 胎儿的内眼角通过较细的轮廓线 0606 来表示。另一方面, 在本实施方式的三维图像 0601 中, 胎儿的内眼角通过较深的阴影 0605 来强调显示, 边界线变得清楚明了。这样, 通过强调阴影来使边界线清楚明了, 在体绘制法中, 能够得到提高了真实性的自然的图像。

[0112] 图 7 是表示本实施方式中的显示例的图。如图 7 所示, 各平面相互正交的三断层 0701、0702、0703 与三维图像 0704 被同时显示。这样, 由三维图像处理部 0016 生成的三维图像通过图像合成部 0017 被配置在与正交三断层 (或者任意的断面图像) 0701、0702、0703 相同的画面上, 并由显示部 0009 进行显示。通过一边参照各断层, 一边通过三维图像观察表面, 从而能够提高检查精度和效率。

[0113] 另外, 不仅可以显示图 7 的显示形式, 还能够显示现有的三维图像 0602 与本实施方式的三维图像 0601 的重叠图像。此外, 还能够同时显示多个光源信息 (光源数据)、多个视线信息以及多个位置的三维图像。

[0114] 以上, 说明了本实施方式, 但本发明并不局限于这些, 在权利要求中所述的范围内能够进行变更 / 变形。

[0115] 图 8 是表示本实施方式的变形例的框图。图 9 是表示基于本实施方式的变形例的照度运算的概念图的图。如图 8 所示, 超声波诊断装置 0001 也可以在照度运算部 0023 的后级, 具备: 照度修正部 0080、修正光学特性设定部 0081 以及修正光源信息设定部 0082。本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 具备: 修正光源信息设定部 0082, 其将所述三维空间的视线方向的相反方向设定为修正光源方向, 设定表示在修正光源方向照射光的修正光源的特性的修正光源数据; 修正光学特性设定部 0081, 其对表示相对于所述修正光源的所

述亮度体数据的光学特性的权重系数进行设定；和照度修正部 0080，其基于所述修正光源数据以及所述权重系数，计算与所述体数据（亮度体数据）的坐标相应的位置的照度，基于计算出的所述修正照度来生成修正照度体数据，投影处理部 0018 根据所述体数据以及所述修正照度体数据来生成所述三维图像。

[0116] 基于照度运算部 0023 的照度体数据在从光源 0302 的近处向远处的方向上计算光的强度的配置。另一方面，根据图 8 以及图 9 所示的变形例，从观察者的视点 0900 观察的照度能够考虑在从观察者的视线方向 0901 的远处向近处的方向传播光的结果的照度。

[0117] 修正光源信息设定部 0082 在与视点 0900 相反的一侧设定修正光源，在视线方向 0901 相反方向设定修正光源方向 0902。换句话说，修正光源信息设定部 0082 将三维空间中的视线方向 0901 的相反方向设定为修正光源方向 0902，并设定表示在修正光源方向 0902 照射光的修正光源的特性的修正光源数据。

[0118] 修正光学特性设定部 0081 对视线方向 0901 的相反方向（修正光源方向 0902）上的权重系数进行设定。换句话说，修正光学特性设定部 0081 对表示相对于修正光源的亮度体数据的光学特性的权重系数进行设定。

[0119] 照度修正部 0080 为了生成在从视线方向的远处向近处的方向修正照度体数据的修正照度体数据，进行照度修正运算。换句话说，照度修正部 0080 基于修正光源数据以及权重系数，计算与亮度体数据的坐标相应的位置的照度，基于计算出的修正照度来生成修正照度体数据。

[0120] 如图 9 所示，与图 3 同样地，对于亮度体数据 0301，设定光源 0302 和光源方向 0303。在生成照度体数据时，在设定了视线方向 0901 的情况下，修正光源信息设定部 0082 将修正光源设定在与视点 0900 相反的一侧，将修正光源方向 0902 设定为与视线方向相反的方向。

[0121] 面 0904 是亮度体数据 0301 最初与修正光源方向 0902 的正交面交叉（相接）的面的位置，是包含修正光源方向 0902 上的最初的体素的面，表示照度运算开始位置。面 0905 是亮度体数据 0301 最后与修正光源方向 0902 的正交面交叉（相接）的面的位置，是包含修正光源方向 0902 上的最后的体素的面，表示照度运算结束位置。

[0122] 照度修正部 0080 对沿着修正光源方向 0902 正交的面进行照度修正。如图 9 所示，照度修正部 0080 在从面 0904 到面 0905 的范围进行照度修正，例如，在位于修正光源方向 0902 的样本 0906 的照度修正中，对面 0903 进行照度修正运算。

[0123] 接下来，使用图 10 来说明照度修正部 0080 的结构。如图 10 所示，照度修正部 0080 具备：相加部 1001、修正照度体数据存储部 1002、照度体数据存储部 0401、光源数据保持部 0402、二维卷积处理部 0403 以及加权相加部 0404。在图 4 和图 10 中通过相同的编号所述的结构要素只要不特别提到就具有同样的功能。

[0124] 照度修正部 0080 具备：相加部 1001，将所述修正光源数据以及所述照度体数据相加；二维卷积处理部 0403，通过对所述修正光源数据以及所述照度体数据的相加值进行二维卷积积分，来生成二维卷积积分数据；和加权相加部 0404，通过对所述修正光源数据以及所述二维卷积积分数据，基于所述权重系数进行加权相加，从而生成所述修正照度体数据。

[0125] 照度修正部 0080 针对保存于光源数据保持部 0402 的输入光源数据（修正光源数

据),从照度体数据存储部 0401 读出该坐标的输出照度数据,对输入光源数据(修正光源数据)加上输出照度数据。换句话说,相加部 1001 将修正光源数据以及照度体数据相加。其中,照度修正部 0080 的光源数据保持部 0402 不具有初始值这一点,与照度运算部 0023 的光源数据保持部 0402 不同。

[0126] 在照度修正部 0080 中,相加部 1001 将保存于光源数据保持部 0402 的输入光源数据和从照度体数据存储部 0401 读出的该坐标的输出照度数据相加,更新并保持输入光源数据。

[0127] 二维卷积处理部 0403 对由相加部 1001 保持的输入光源数据,进行二维卷积积分。换句话说,二维卷积处理部 0403 通过对修正光源数据以及存储于照度体数据存储部 0401 的照度体数据的相加值进行二维卷积积分,来生成二维卷积积分数据。

[0128] 加权相加部 0404 输入作为二维卷积处理部 0403 的输出结果的二维卷积积分数据,并输入由相加部 1001 保持的被更新了的输入光源数据。加权相加部 0404 对二维卷积处理部 0403 的输出结果和由相加部 1001 保持的被更新了的输入光源数据进行加权相加。换句话说,加权相加部 0404 通过对修正光源数据以及二维卷积积分数据,基于权重系数来进行加权相加,从而生成修正照度体数据。这里,加权相加部 0404 所使用的权重系数通过被设定为修正用的修正光学特性设定部 0081 来进行设定。权重系数如上所述,也可以根据以亮度体数据的亮度值和距离体表(或者组织表面)的距离这 2 为指标来二维表现的二维表而进行参照。

[0129] 修正照度体数据存储部 1002 将加权相加部 0404 的结果与和体素坐标相应的位置信息一起保存。此外,加权相加部 0404 的结果被输入到光源数据保持部 0402,并被保存(保持)为输入光源数据。

[0130] 根据图 8~图 10 所示的变形例,从观察者的视点 0900 观察的照度能够考虑在从观察者的视线方向 0901 的远处向近处的方向上传播光的结果的照度,能够生成对来自光源方向 0303 和修正光源方向 0902 这 2 个方向的照度进行计算而得到的修正照度体数据。另外,虽然修正照度体数据存储部 1002 和照度体数据存储部 0401 是独立的结构,但也能够设为使用共用的存储器区域的结构。

[0131] 此外,由照度修正部 0080 生成的修正照度体数据与上述的本实施方式同样地,在进一步提高真实性的情况下,照度运算(或者照度修正运算)也可以按照每个光源的波长来进行。在该情况下,与本实施方式同样地,按照每个被设定的波长,反复实施照度运算(或者照度修正运算),生成被设定的每个波长的修正照度体数据。例如,在光源 0302 是加色混合的三原色的情况下,照度修正部 0080 设定相当于 R 要素、G 要素、B 要素的波长的 3 组权重系数(或者 3 种二维权重系数表),生成 3 种修正照度体数据。然后,投影处理部 0018 根据由照度修正部 0080 生成的 3 种修正照度体数据和保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据来生成三维图像。换句话说,投影处理部 0018 根据亮度体数据以及修正照度体数据来生成三维图像。

[0132] 这样,通过计算来自光源方向 0303 和修正光源方向 0902 这 2 个方向的照度,能够计算基于更自然的阴影的照度,在体绘制法中,能够生成提高了真实性的三维图像。

[0133] 此外,在其他的变形例中,使用图 11 来进行说明。如图 11 所示,在其他的变形例中,二维卷积处理部 0403 具有特征性的结构。因此,主要说明二维卷积处理部 0403。

[0134] 如图 11 所示,二维卷积处理部 0403 在照度运算部 0023 中,从光源数据保持部 0402 读出输入光源数据,进行二维卷积积分处理,并将二维卷积积分数据输出到加权相加部 0404。二维卷积处理部 0403 生成 2 个以上的多个二维卷积积分数据。换句话说,二维卷积处理部 0403 通过对所述光源数据进行多个二维卷积积分,从而生成多个二维卷积积分数据。

[0135] 加权相加部 0404 对从光源数据保持部 0402 读出的输入光源数据和在二维卷积处理部 0403 生成的多个二维卷积积分数据,进行加权相加处理,生成输出照度数据,并保存于照度体数据存储部 0401 的该体素坐标。

[0136] 对图 11 所示的二维卷积处理部 0403 的结构进行说明。二维卷积处理部 0403 包含 2 个以上的多个二维卷积处理部。二维卷积处理部 0403-1 ~ 0403-N 针对被输入的输入光源数据,输出分别不同的二维卷积积分数据,并分别输出到加权相加部 0404。在该情况下,加权相加部 0404 中的权重系数中,保持有与输入光源数据和由二维卷积处理部 0403 (0403-1 ~ 0403-N) 生成的多个二维卷积积分数据相对应的系数。根据二维卷积处理部 0403 (0403-1 ~ 0403-N) 的输出结果的不同而不同的权重系数也可以从二维表参照,用于加权相加部 0404。

[0137] 这样,超声波诊断装置 0001 通过具备多个二维卷积处理部 0403-1 ~ 0403-N,从而能够表现多个与光的行为相应的阴影效果,在体绘制法中,能够生成计算出基于更自然的光的行为(例如,散射)的照度的三维图像。

[0138] 此外,显示部 0009 也可以显示表示根据亮度和距离体表的距离而得到的色调的彩色映射。换句话说,显示部 0009 与规定权重系数的二维权重系数表对应地,显示以体数据(亮度体数据)的体素值(亮度)和距离对象物的表面的距离为指标的彩色映射。图 12 是表示在本实施方式中的显示例显示彩色映射的图。如图 12 所示,与图 7 同样地,相互正交的三断层 0701 ~ 0703 与三维图像 0704 被同时显示。并且,彩色映射 700 被显示。彩色映射 700 是用于视觉地识别通过二维权重系数表 0501 来实现的三维图像的颜色配合的虚拟的彩色映射。

[0139] 彩色映射 700 将亮度体素值配置在纵轴。如使用图 4 以及图 5 来说明的那样,彩色映射 700 将根据距离组织表面的距离,基于二维权重系数表 0501 来进行的照度运算的反复次数(相当于距离组织表面的距离)配置在横轴。这样,彩色映射 700 是表示根据亮度和距离体表的距离而得到的色调的参考图像。

[0140] 操作者通过确认彩色映射 700,能够识别什么样的色调被分配在三维图像(照明三维图像)0704。例如,能够识别被显示的区域是骨头还是软组织。也能够将彩色映射 700 的轴的方向倒置,或者将轴反转。

[0141] 此外,彩色映射 700 也可以从多个彩色映射中选择。例如,显示部 0009 也可以选择地显示与对与对象物的组织(胎儿的脸部区域、骨头区域等)相应的权重系数进行规定的多个二维权重系数表所对应的多个彩色映射。图 13 是表示彩色映射 700 的选择方法的图。如图 13 所示,通过利用操作部 0004(指示器、跟踪球以及编码器等)来操作显示在显示部 0009 上的区域选择用的图形界面 1300,从而能够选择彩色映射 700。

[0142] 图 13 的选择画面 1301 是在检查时显示的按钮的例子,能够选择与对象相应的按钮。例如,通过从对象 1 按钮 1302、对象 2 按钮 1303、..... 对象 N 按钮 1304 选择与对象相

应的按钮,从而能够生成与对象相应的三维图像。

[0143] 在对象 1 按钮 1302 指定胎儿的脸部的情况下,若选择对象 1 按钮 1302,则适合于胎儿的脸部的权重系数(二维权重系数表 0501)被选择,被设定在光学特性设定部 0022 或者修正光学特性设定部 0081 中,并显示与对象 1 按钮 1302 对应的彩色映射 1312。

[0144] 在对象 2 按钮 1303 是指定胎儿的骨头的情况下,若选择对象 2 按钮 1303,则适合于骨头区域的权重系数(二维权重系数表 0501)被选择,被设定在光学特性设定部 0022 或者修正光学特性设定部 0081 中,并显示与对象 2 按钮 1303 对应的彩色映射 1313。区域选择用的图形界面 1300 也能够显示被选择的彩色映射 1312 ~ 1314。

[0145] 彩色映射 1312 ~ 1314 是基于通过各个对象按钮 1302 ~ 1304 来选择的二维权重系数表 0501 而制作的彩色映射,与对象按钮 1302 ~ 1304 同时显示,由此操作者能够不迷惑地选择适当的彩色映射。

[0146] 此外,如图 14 所示,也可以在区域选择用的图形界面 1300 显示选择画面 1305。选择画面 1305 是在检查时显示的按钮的不同的例子,包含显示被选择的对象的名称的对象显示区域 1306、对象选择按钮上 1307 以及对象选择按钮下 1308,能够使用对象选择按钮上 1307 和对象选择按钮下 1308 来切换预先准备的多个对象。因此,通过操作者操作对象选择按钮上 1307 或者对象选择按钮下 1308,能够生成与对象相应的三维图像。例如,在对象 1(对象 1 按钮)指定胎儿的脸部,对象 2(对象 2 按钮)指定胎儿的骨头的情况下,通过对象选择按钮上 1307 或者对象选择按钮下 1308 来依次切换对象。在该情况下,在对象 1(对象 1 按钮)的选择时,适合于胎儿的脸部的权重系数被选择,被设定在光学特性设定部 0022 或者修正光学特性设定部 0081,并切换彩色映射 700。接下来,在通过对象选择按钮下 1308 从而对象 2(对象 2 按钮)被选择的情况下,适合于骨头区域的权重系数被选择,被设定在光学特性设定部 0022 或者修正光学特性设定部 0081,并切换彩色映射 700。

[0147] 此外,输入光源数据也能够根据对象来切换,也能够将与对象相应的输入光源数据设定在光源信息设定部 0021。此外,对象选择画面也可以针对权重系数和输入光源数据而分别准备,独立地选择(或者控制)权重系数和输入光源数据。

[0148] (第 2 实施方式)

[0149] 以下,使用附图来说明本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置 0001。超声波诊断装置 0001 通过表现组织中的光的行为,来表现性质不同的组织间的光的相互作用以生成提高了真实性的三维图像。在性质不同的组织相邻的情况下,由于光的相互作用,在相邻的组织间光的行为相互影响,并在显色等产生影响。例如,在光源与肌肉/脂肪组织之间存在血管的情况(血管与肌肉/脂肪组织在光源方向的前后相邻的情况)下,即使肌肉/脂肪组织的颜色不变红,也由于光通过血管而导致肌肉/脂肪组织显出红色。此外,在血管与肌肉/脂肪组织在光源方向的前后以外相邻的情况下,也由于血管与肌肉/脂肪组织的光的相互作用,产生光的散射,肌肉/脂肪组织显出红色。这样,超声波诊断装置 0001 表现性质不同的组织间(例如,血管与肌肉/脂肪组织的组织间)的光的相互作用以生成提高了真实性的三维图像。

[0150] 图 15 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 的一个例子的框图。如图 15 所示,超声波诊断装置 0001 具备:控制部 0003、操作部 0004、发送部 0005、接收部 0006、收发控制部 0007、调相相加部 0008、显示部 0009、亮度信息运算部 0011、三维亮度数据存储

部 0012、任意断面图像生成部 0013、三维坐标变换部 0014、亮度体数据存储部 0015、三维图像处理部 0016、图像合成部 0017、投影处理部 0018 以及梯度运算部 0019。

[0151] 此外,超声波诊断装置 0001 具备:血流信息运算部 0031、三维血流数据存储部 0032、任意断面图像生成部 0033、三维坐标变换部 0034、血流体数据存储部 0035 以及梯度运算部 0039,基于亮度体数据和血流体数据(包含血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据)来显示对象物的三维图像。血流分散体数据包含血流速度分散体数据以及血流振幅分散体数据。此外,超声波诊断装置 0001 与超声波探头 0002 连接。

[0152] 超声波探头 0002 与被检体 0010 相抵接而被使用。超声波探头 0002 被配设多个振荡器而形成,具有经由振荡器向被检体 0010 收发超声波的功能。超声波探头 0002 由呈一维的直线形或者扇形的多个振荡器构成,在探头的排列方向上电子地进行超声波的收发,在与多个振荡器的排列方向正交的方向上机械地使振荡器振动或者手动使其移动,能够三维地收发超声波。超声波探头 0002 也可以将多个振荡器二维排列,并能够电子地控制超声波的收发。

[0153] 控制部 0003 控制超声波诊断装置 0001 以及超声波探头 0002 的各结构要素。操作部 0004 对控制部 0003 进行各种输入。操作部 0004 具备键盘、跟踪球等。

[0154] 发送部 0005 经由超声波探头 0002,每隔一定的时间间隔向被检体 0010 反复发送超声波。发送部 0005 产生用于驱动超声波探头 0002 的振荡器以使其产生超声波的发送波脉冲。发送部 0005 具有将被发送的超声波的收敛点设定在某个深度的功能。接收部 0006 接收从被检体 0010 反射的反射回波信号。接收部 0006 针对由超声波探头 0002 接收的反射回波信号以规定的增益进行放大来生成 RF 信号即接收信号。收发控制部 0007 控制发送部 0005 和接收部 0006。

[0155] 调相相加部 0008 对由接收部 0006 接收的反射回波进行调相相加。调相相加部 0008 控制由接收部 0006 放大的 RF 信号的相位,对 1 点或者多个收敛点形成超声波束来生成 RF 信号帧数据(相当于 RAW 数据)。亮度信息运算部 0011 基于由调相相加部 0008 生成的 RF 信号帧数据来构成亮度断层图像。三维亮度数据存储部 0012 存储多个由亮度信息运算部 0011 来构成的亮度断层图像。任意断面图像生成部 0013 基于亮度断层图像的获取形状来生成任意断面图像。三维坐标变换部 0014 基于亮度断层图像的获取形状来进行三维坐标变换,生成亮度体数据,并保存于亮度体数据存储部 0015。

[0156] 血流信息运算部 0031 基于由调相相加部 0008 生成的 RF 信号帧数据来构成血流断层图像。三维血流数据存储部 0032 存储多个由血流信息运算部 0031 构成的血流断层图像。任意断面图像生成部 0033 基于血流断层图像的获取形状来生成任意断面图像。三维坐标变换部 0034 基于血流断层图像的获取形状来进行三维坐标变换,生成血流体数据(包含血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据),并保存于血流体数据存储部 0035。

[0157] 三维图像处理部 0016 使用保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据和保存于血流体数据存储部 0035 的血流体数据来生成照度体数据。

[0158] 梯度运算部 0019 使用保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据来生成亮度梯度体数据。梯度运算部 0039 使用保存于血流体数据存储部 0035 的血流体数据来生成血流梯度体数据。梯度体数据(血流梯度体数据)的梯度值是表示基于亮度值来计算出的三维

形状的斜率（例如，三维形状的法线的斜率或者三维形状的法线与视线方向的角度）的值。

[0159] 投影处理部 0018 使用照度体数据、亮度体数据和亮度梯度体数据来进行绘制处理，生成三维图像。此外，投影处理部 0018 使用照度体数据、血流体数据和血流梯度体数据来进行绘制处理，生成三维图像。投影处理部 0018 按照每个体素来选择亮度或者血流，在选择了亮度的情况下，使用照度体数据、亮度体数据和亮度梯度体数据来对体素进行绘制计算，在选择了血流的情况下，使用照度体数据、血流体数据和血流梯度体数据来对体素进行绘制计算。投影处理部 0018 通过在体整体对基于亮度或者血流的每个体素的绘制计算的结果进行合并，从而生成三维图像。

[0160] 图像合成部 0017 将通过投影处理部 0018 生成的三维图像、通过任意断面图像生成部 0013 生成的三维亮度数据的任意断面图像和通过任意断面图像生成部 0033 生成的三维血流数据的任意断面图像合成。显示部 0009 显示通过图像合成部 0017 生成的显示图像。

[0161] 接下来，说明三维亮度数据以及三维血流数据的处理。超声波探头 0002 能够与超声波的收发同时地，一边二维地切换收发方向，一边沿着例如 θ 、 Φ 这 2 个轴进行测量。亮度信息运算部 0011 基于控制部 0003 中的设定条件，输入从调相相加部 0008 输出的 RF 信号帧数据，进行增益修正、对数压缩、检波、轮廓强调、平滑化处理等信号处理，构成二维亮度数据。血流信息运算部 0031 基于控制部 0003 中的设定条件，输入从调相相加部 0008 输出的 RF 信号帧数据，进行血流速度估计、血流振幅估计、血流分散估计（包含血流速度分散估计以及血流振幅分散估计）、轮廓强调、噪声除去以及平滑化等处理，构成二维血流数据。二维血流数据由血流速度、血流振幅、血流速度分散的至少一个构成即可。

[0162] 三维亮度数据存储部 0012 具有基于相当于获取位置的收发方向，存储多个作为亮度信息运算部 0011 的输出数据的二维亮度数据的功能。例如，在与 θ 方向正交的 Φ 方向驱动来获取多个根据在深度方向进行了取样的时间序列的超声波数据在 θ 方向进行收发的测量结果而生成的二维亮度断层图像，将与 Φ 相关联的多个二维亮度数据存储为三维亮度数据。

[0163] 三维血流数据存储部 0032 具有基于相当于获取位置的收发方向，存储多个作为血流信息运算部 0031 的输出数据的二维血流数据的功能。例如，在与 θ 方向正交的 Φ 方向驱动而获取多个根据在深度方向进行了取样的时间序列的超声波数据在 θ 方向进行收发的测量结果而生成的二维血流断层图像，将与 Φ 相关联的多个二维血流数据存储为三维血流数据。

[0164] 三维坐标变换部 0014 使用存储于三维亮度数据存储部 0012 的三维亮度数据，基于获取位置（深度、 θ 、 Φ ）来在空间上的坐标进行三维坐标变换，生成亮度体数据，并保存于亮度体数据存储部 0015。

[0165] 三维坐标变换部 0034 使用存储于三维血流数据存储部 0032 的三维血流数据，基于获取位置（深度、 θ 、 Φ ）来在空间上的坐标进行三维坐标变换，生成血流体数据，并保存于血流体数据存储部 0035。

[0166] 任意断面图像生成部 0013 使用存储于三维亮度数据存储部 0012 的三维亮度数据，基于获取位置（深度、 θ 、 Φ ），生成由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的任意的平面的三维亮度数据的任意断面图像。

[0167] 任意断面图像生成部 0033 使用存储于三维血流数据存储部 0032 的三维血流数据,基于获取位置(深度、 θ 、 ϕ),生成由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的任意的平面的三维血流数据的任意断面图像。

[0168] 梯度运算部 0019 基于保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据,生成计算出各体素坐标上的视线方向的梯度的体数据。

[0169] 梯度运算部 0039 基于保存于血流体数据存储部 0035 的血流体数据,生成计算出各体素坐标上的视线方向的梯度的体数据。

[0170] 接下来,说明三维图像处理部 0016 的处理。三维图像处理部 0016 是本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 的特征性的处理部,使用存储于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据和存储于血流体数据存储部 0035 的血流体数据,基于由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的光源来生成照度体数据。

[0171] 图 16 是表示三维图像处理部 0016 的一个例子的框图。如图 16 所示,三维图像处理部 0016 具备:光源信息设定部 0021、光学特性设定部 0022 以及照度运算部 0023。

[0172] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 基于亮度体数据以及血流体数据来显示对象物的三维图像,其具备:光源信息设定部 0021,对表示设定在三维空间的光源的特性的光源数据进行设定;光学特性设定部 0022,对表示相对于所述光源的所述亮度体数据的光学特性的权重系数、和表示所述血流体数据的光学特性的权重系数进行设定;照度运算部 0023,基于所述光源数据以及所述权重系数,计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度以及与所述血流体数据的坐标相应的位置的照度的至少一个,基于计算出的所述照度来生成照度体数据;和投影处理部 0018,根据所述亮度体数据以及所述血流体数据的至少一个和所述照度体数据来生成所述三维图像。

[0173] 此外,本实施方式所涉及的超声波三维图像生成方法基于亮度体数据和血流体数据来显示对象物的三维图像,对表示设定在三维空间的光源的特性的光源数据进行设定,对表示相对于所述光源的所述亮度体数据的光学特性的权重系数、和表示相对于所述光源的所述血流体数据的光学特性的权重系数进行设定,基于所述光源数据以及所述权重系数,计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度以及与所述血流体数据的坐标相应的位置的照度的至少一个,基于计算出的所述照度来生成照度体数据,根据所述亮度体数据以及所述血流体数据的至少一个和所述照度体数据来生成所述三维图像。

[0174] 光源信息设定部 0021 对表示在三维图像的三维空间所设定的光源的特性的光源数据进行设定(生成)。例如,光源信息设定部 0021 对表示光源的强度的光源数据进行设定。光源信息设定部 0021 也能够调整光源的强度、三维空间上的光源的位置、光源的方向、光源的色调以及光源的形状之中的至少一个来设定光源数据。光学特性设定部 0022 对由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的亮度体数据以及血流体数据的光学特性进行设定。光学特性设定部 0022 对表示相对于光源的亮度体数据以及血流体数据的光学特性的权重系数进行设定。照度运算部 0023 基于通过光源信息设定部 0021 设定的光源数据和通过光学特性设定部 0022 设定的光学特性,使用亮度体数据以及血流体数据的至少一个来计算与被输出的照度体数据上的体素坐标对应的照度,并生成照度体数据。

[0175] 换句话说,照度运算部 0023 基于光源数据、权重系数以及体数据(亮度体数据或者血流体数据)来计算照度,基于计算出的照度来生成照度体数据。

[0176] 接下来,对通过光源信息设定部 0021 设定的光源信息、通过光学特性设定部 0022 设定的光学特性、和照度运算部 0023 中的照度体数据的生成方法进行说明。

[0177] 图 17 是示意性地表示亮度体数据或者血流体数据与光源的位置关系的概念图。如图 17 所示,由控制部 0003 以及操作部 0004,对亮度体数据存储部 0015 中的亮度体数据或者血流体数据 0301,在光源方向 0303 设定光源(平行光源)0302。三维空间上的光源 0302 的位置、光源方向 0303 以及光源数据是通过光源信息设定部 0021 来生成的。

[0178] 面 0304 是体数据(亮度体数据或者血流体数据)0301 最初与光源方向 0303 的正交面交叉(相接)的面的位置,表示照度运算开始位置。面 0305 是体数据(亮度体数据或者血流体数据)0301 最后与光源方向 0303 的正交面交叉(相接)的面的位置,表示照度运算结束位置。

[0179] 照度运算部 0023 对沿着光源方向 0303 正交的面(光源方向 0303 的正交面)进行照度运算。在图 17 中,照度运算部 0023 在从面 0304 到面 0305 的范围进行照度运算,例如,在位于光源方向 0303 的样本 0306 的照度运算中,对面 0307 进行照度运算。

[0180] 接下来,使用图 18 来说明照度运算部 0023 的结构的一个例子。如图 18 所示,照度运算部 0023 具备:照度体数据存储部 0401、光源数据保持部 0402、二维卷积处理部 0403 以及加权相加部 0404。照度运算部 0023 具备:通过对所述光源数据进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据的二维卷积处理部 0403;和通过对所述光源数据以及所述二维卷积积分数据,基于所述权重系数来进行加权相加,从而生成所述照度体数据的加权相加部 0404。

[0181] 照度运算部 0023 具备将所述光源数据的初始值与由所述加权相加部进行所述加权相加的结果保持为输入光源数据的光源数据保持部 0402,通过一边从所述亮度体数据的照度运算开始位置到照度运算结束位置切换体素,一边对所述输入光源数据进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据,通过对所述输入光源数据以及所述二维卷积积分数据,根据基于亮度值以及血流值的至少一个的所述权重系数来进行加权相加,从而生成所述照度体数据。

[0182] 光源数据保持部 0402 输入由光源信息设定部 0021 生成的光源数据,并保持为初始值。以下,将由光源数据保持部 0402 保持的光源数据记载为“输入光源数据”。二维卷积处理部 0403 通过对输入光源数据(光源数据)进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据。二维卷积积分处理表示二维平面上的卷积积分,例如,对面 0307 进行实施。

[0183] 加权相加部 0404 输入作为二维卷积处理部 0403 的输出结果的二维卷积积分数据,并输入由光源数据保持部 0402 保持的输入光源数据。加权相加部 0404 通过对输入光源数据(光源数据)以及二维卷积积分数据,基于权重系数来进行加权相加,从而生成照度体数据。加权相加部 0404 所使用的权重系数是作为相对于光源的体数据(亮度体数据或者血流体数据)的光学特性,由光学特性设定部 0022 进行设定的。以下,将加权相加部 0404 所生成的加权相加结果记载为“输出照度数据”。

[0184] 输出照度数据被保存在与照度体数据存储部 0401 的体素坐标相应的位置。此外,输出照度数据被输入到光源数据保持部 0402,并被保存(保持)为输入光源数据。换句话说,光源数据保持部 0402 将光源数据的初始值和基于加权相加部 0404 的加权相加的结果保持为输入光源数据。

[0185] 这里,初始值的输入光源数据是在光源信息设定部 0021 中被设定的光源数据,在照度运算部 0023 开始照度运算之前,被输入并设定(保持)在光源数据保持部 0402。

[0186] 照度运算部 0023 中的二维卷积处理部 0403 以及加权相加部 0404 通过一边从亮度体数据或者血流体数据中的照度运算开始位置(面 0304)到照度运算结束位置(面 0305),切换与被参照的坐标相应的体素,一边对输入光源数据进行二维卷积积分,从而生成二维卷积积分数据,针对输入光源数据以及二维卷积积分数据,一边切换与被参照的坐标相应的亮度值或者血流值,一边使用基于亮度值或者血流值的权重系数来进行加权相加,从而生成照度体数据。

[0187] 接下来,使用图 19 来说明由加权相加部 0404 使用的权重系数的设定方法。如图 19(a) 所示,亮度二维权重系数表 0501 具备由控制部 0003 设定的权重系数(基于亮度值的权重系数),是以亮度体数据的亮度值 0502 和距离体表(或者组织表面)的距离 0503 这 2 个为指标,用于参照被二维地保存的权重系数的二维表。如图 19(b) 所示,血流二维权重系数表 0504 具备由控制部 0003 设定的权重系数(基于血流值的权重系数),是以血流体数据的血流值(体素值)0505 和距离体表(或者组织表面)的距离 0506 这 2 个为指标,用于参照被二维地保存的权重系数的二维表。换句话说,权重系数通过以亮度体数据的亮度值和距离对象物的表面的距离为指标的亮度二维权重系数表 0501 和以血流体数据的血流值和距离对象物的表面的距离为指标的血流二维权重系数表 0504 而被规定。在该情况下,光学特性设定部 0022 对通过亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 来规定的权重系数进行设定。光学特性设定部 0022 根据亮度体数据的亮度和距离对象物的表面的距离来设定权重系数。光学特性设定部 0022 根据血流体数据的血流值和距离对象物的表面的距离来设定权重系数。换句话说,光学特性设定部 0022 根据多个体数据的至少一个体素值和距离所述对象物的表面的距离,来设定所述权重系数。

[0188] 本实施方式中的光学特性通过被设定为基于组织的光学特性来再现光的行为(状态)的权重系数而被规定,由光学特性设定部 0022 进行设定。光学特性设定部 0022 对具备权重系数的亮度二维权重系数表 0501 进行设定来作为亮度体数据的光学特性,对具备权重系数的血流二维权重系数表 0504 进行设定来作为血流体数据的光学特性。

[0189] 如图 19(a) 所示,基于亮度体数据的亮度值和距离体表(或者组织表面)的距离这 2 个指标,根据亮度二维权重系数表 0501 来参照的权重系数是 a_1 和 b_1 这 2 个,如图 19(b) 所示,基于血流体数据的血流值和距离体表(或者组织表面)的距离这 2 个指标,根据血流二维权重系数表 0504 来参照的权重系数是 a_2 和 b_2 这 2 个。在本实施方式中,对亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的任意一个根据阈值来选择的情况进行说明。例如,通过基于亮度阈值 c_1 ,对与被参照的坐标相应的亮度值和亮度阈值 c_1 进行比较,亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的任意一个被选择。

[0190] 权重系数 a_1 、 a_2 是影响输入光源数据(与其相乘)的权重系数,权重系数 b_1 、 b_2 是影响二维卷积积分数据(与其相乘)的权重系数。在根据亮度阈值 c_1 而选择了亮度二维权重系数表 0501 的情况下,根据亮度二维权重系数表 0501 来参照的权重系数 a_1 、 b_1 分别与输入光源数据以及二维卷积积分数据相乘。在该情况下,通过调整权重系数 a_1 、 b_1 的大小,能够简单地设定亮度体数据中的光的行为(散射的程度等)。此外,在根据亮度阈值 c_1 而选择了血流二维权重系数表 0504 的情况下,根据血流二维权重系数表 0504 来参照的

权重系数 a_2 、 b_2 分别与输入光源数据以及二维卷积积分数据相乘。在该情况下,通过调整权重系数 a_2 、 b_2 的大小,能够简单地设定血流体数据中的光的行为。

[0191] 此外,通过调整亮度阈值 c_1 ,能够调整亮度体数据与血流体数据的关系。例如,在与被参照的坐标相应的亮度体数据的亮度值是亮度阈值 c_1 以上的情况下,该坐标处的权重系数是根据亮度二维权重系数表 0501 来参照的。在与被参照的坐标相应的亮度体数据的亮度值小于亮度阈值 c_1 的情况下,该坐标处的权重系数是根据血流二维权重系数表 0504 来参照的。其结果,能够根据亮度阈值 c_1 来调整亮度体数据与血流体数据的关系(亮度二维权重系数表 0501 与血流二维权重系数表 0504 的关系)。

[0192] 也可以取代亮度阈值 c_1 ,而根据血流阈值 c_2 来比较与被参照的坐标相应的血流值和血流阈值 c_2 ,由此选择亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的任一者。例如,在与被参照的坐标相应的血流体数据的血流值是血流阈值 c_2 以上的情况下,该坐标的权重系数是根据血流二维权重系数表 0504 来参照的。在与被参照的坐标相应的血流体数据的血流值小于血流阈值 c_2 的情况下,该坐标的权重系数是根据亮度二维权重系数表 0501 来参照的。其结果,能够根据血流阈值 c_2 来调整亮度体数据与血流体数据的关系(亮度二维权重系数表 0501 与血流二维权重系数表 0504 的关系)。

[0193] 此外,也可以将亮度阈值 c_1 与血流阈值 c_2 组合,来选择亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的任一者,还可以根据多个亮度阈值 c_1 或者多个血流阈值 c_2 ,来选择亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的任一者。此外,也可以通过对亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的权重系数进行平均或加权平均,来新计算权重系数。

[0194] 被参照的权重系数、以及权重系数分别与光源数据以及二维卷积积分数据相乘后相加得到的加权和(加权相加的结果)被输入到照度体数据存储部 0401。通过将被参照的权重系数(根据亮度二维权重系数表 0501 来参照的权重系数 a_1 、 b_1 或者根据血流二维权重系数表 0504 来参照的权重系数 a_2 、 b_2)的合计值设定得较大,能够设定被增强了的照度,通过将权重系数的合计值设定得较小,能够设定较弱的照度。

[0195] 在本实施方式中,二维权重系数表 0501 作为 2 个参照指标而具备亮度以及距离体表(或者组织表面)的距离。在超声波数据的情况下,反映组织的声阻抗的亮度能够成为反映生物体组织的特性的有用的信息。超声波数据中的亮度反映放射的超声波从散射体反射得到的反射波的振幅,超声波随着向深部传播而衰减是普遍的。因此,在超声波数据中难以仅通过亮度将组织分类。因此,通过将对象物的距离体表(或者组织表面)的距离增加为指标,能够在超声波数据中进行组织的分类。

[0196] 例如,在考虑对象物是胎儿,经由羊水到达胎儿的胳膊的超声波的情况下,已知从胳膊的骨体部(硬组织)反射的超声波的亮度较高。

[0197] 但是,已知到达胳膊的表面的瞬间的亮度即使胳膊的表面是软组织也不产生衰减,与骨体部相同地亮度较高。这样,在仅以亮度为指标的情况下,难以区别软组织和骨体部(硬组织)。因此,将距离对象物的体表的距离增加为指标。由于骨体部存在于胎儿的组织内部,因此通过使用距离体表(或者组织表面)的距离和亮度这两者来设定组织的特性,能够进行组织的判别。

[0198] 距离体表(或者组织表面)的距离是例如在某个体素的亮度比预先设定的阈值高

的情况下,判定为相应于组织中,距离体表(或者组织表面)的距离的值被加上1体素份的距离。另一方面,在某个体素的亮度比预先设定的阈值低的情况下,判断为不相当于组织中,该体素的距离体表(或者组织表面)的距离的值被初始化。

[0199] 通过将距离体表(或者组织表面)的距离用作权重系数的指标,在如胎儿的胳膊那样在组织表面存在高亮度的软组织,在从组织表面起较深的位置存在与软组织相同程度的亮度的骨体部的情况下,即使是相同程度的亮度,根据距离体表(或者组织表面)的距离,设定不同的权重系数,从而也能够根据组织来赋予不同的光学效果。换句话说,通过根据距离体表(或者组织表面)的距离,区别软组织与骨体部(硬组织)来设定不同的权重系数,从而能够区别软组织与骨体部(硬组织)来表现组织中的光的行为(散射、吸收、反射等),在体绘制法中,能够得到提高了真实性的图像。通过根据组织的特性来使用特征性的权重系数,从而即使在如超声波数据那样难以仅根据亮度值来确定组织的特性(或者种类)的情况下,也能够赋予适当的光学效果。

[0200] 这样,在不进行复杂的运算,设定反映了组织的特性的二维权重系数表,基于二维权重系数表调整光的行为(散射的程度等),从而能够简单并且任意地赋予组织中的光学效果,能够生成根据组织的特性(例如,组织的硬软)提高了真实性的三维图像。

[0201] 此外,在本实施方式中,二维权重系数表 0504 作为 2 个参照指标而具备血流值以及距离血管(或者血流表面)的距离。在超声波数据的情况下,有时由于组织、探头的活动而检测到疑似的血流成分,即使在实际上没有血流的场所也判断为存在血流。因此,在超声波数据中,存在难以仅通过血流值来将组织分类的情况。因此,通过将距离血流表面(即,组织表面)的距离增加为指标,能够在超声波数据中进行组织的分类。

[0202] 例如,在血流值是血流阈值 c_2 以上,权重系数是根据血流二维权重系数表 0504 来参照的情况下,若距离血管表面的距离比规定的阈值大,则认为与被参照的坐标相应的血流值不是由实际的血流引起的,而是由疑似的血流成分引起的,因此通过在血流二维权重系数表 0504 中将权重系数 a_2 、 b_2 设定为与周边组织相同的权重系数,从而不与周边组织区别来表现组织中的光的行为(散射、吸收、反射等),从而能够将权重系数设定为在具有因疑似的血流成分引起的血流值的部分不反映光的行为(状态),能够生成提高了真实性的三维图像。

[0203] 照度运算部 0023 通过从照度运算开始位置(面 0304)到照度运算结束位置(面 0305),切换与由加权相加部 0404 参照的坐标相应的体素,从而一边切换与被参照的坐标相应的亮度值或者血流值,一边反复进行上述的照度运算处理。照度运算部 0023 按照体数据的每个坐标,从 2 个体数据(亮度体数据以及血流体数据)选择 1 个体数据,基于被选择的体数据的光学特性(或者权重系数),计算与坐标相应的位置的照度,基于计算出的照度来生成照度体数据。

[0204] 照度运算部 0023 进行运算直到照度运算结束位置为止,生成与体数据上的体素坐标对应的照度被全部计算出的照度体数据,并存储于照度体数据存储部 0401。

[0205] 根据自然规律,光的行为特性根据光源的波长而不同。因此,在遵循自然规律,进一步提高真实性的情况下,照度运算是按照光源的每个波长而进行的。在该情况下,权重系数按照光源的每个波长而不同。

[0206] 光源信息设定部 0021 对与光源的多个波长相应的光源数据进行设定。光学特性

设定部 0022 按照多个波长的每个来设定权重系数。

[0207] 照度运算部 0023 按照光源 0302 的多个波长的每个波长,进行照度运算,生成照度体数据。例如,在光源 0302 是可见光线的 7 个颜色的情况下,照度运算部 0023 设定 7 种权重系数(或者二维权重系数表),生成 7 种照度体数据。此外,在光源 0302 是加色混合的三原色的情况下,照度运算部 0023 设定相当于 R 要素、G 要素、B 要素的波长的 3 组权重系数(或者 3 种二维权重系数表),生成 3 种照度体数据。换句话说,光源信息设定部 0021 设定与所述光源的多个波长相应的所述光源数据,光学特性设定部 0022 按照所述多个波长的每个来设定所述权重系数,照度运算部 0023 按照所述多个波长的每个来生成所述照度体数据。

[0208] 在本实施方式中,对光源 0302 是加色混合的三原色,设定 3 组权重系数(或者 3 种二维权重系数表),生成 3 种照度体数据的情况进行说明。按照光源 0302 的每个波长,设定光源数据的初始值。换句话说,与有效的波长的数目相同数目的光源数据的初始值分别被光源信息设定部 0021 进行设定。因此,在本实施方式中,相当于 R 要素、G 要素、B 要素的波长的 3 种光源数据被设定,并分别作为独立的输入光源数据,被光源数据保持部 0402 进行保持。此外,3 种光源数据的初始值可以是操作者经由操作部 0004 来选择的初始值,也可以是使用图像来设定的初始值。

[0209] 照度运算部 0023 基于 3 种光源数据和 3 种光学特性(权重系数或者二维权重系数表),计算配置在亮度体数据上的照度,生成 3 种照度体数据。

[0210] 投影处理部 0018 基于照度体数据的照度和被体数据的体素值(亮度体数据的亮度值或者血流体数据的血流值)参照的不透明度,生成三维图像。在光源 0302 是三原色的情况下,投影处理部 0018 根据由照度运算部 0023 生成的 3 种照度体数据、保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据和保存于血流体数据存储部 0035 的血流体数据来生成三维图像。投影处理部 0018 中的投影处理如下述的式(4)~(6)所示,基于每个波长(R 要素、G 要素、B 要素)的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 的照度(体素值)、不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$,来生成三维图像。换句话说,通过将每个波长的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 的体素值乘以根据不透明度 $\alpha[i]$ 求出的不透明度项和梯度值 $S[i]$ 的值,并在视线方向上进行累计,来生成三维图像。式中的“k”表示视线方向的体素坐标。视线方向被设定为通过操作部 0004 而经由控制部 0003 观察超声波图像的方向。

[0211] 这里,期望不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 是按照由加权相加部 0404 参照的亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的选择,根据由亮度体数据以及血流体数据的任一者所参照的不透明度、亮度梯度体数据以及血流梯度体数据的任一者的梯度值来设定的。不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 的设定按照每个体素来进行。例如,在视线方向第 i 个体素,在权重系数是根据亮度二维权重系数表 0501 来参照的情况下,由亮度体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和亮度梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。此外,在视线方向第 i 个体素,在权重系数是根据血流二维权重系数表 0504 来参照的情况下,由血流体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和血流梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。

$$[0212] \quad \text{OUT_R}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (4)$$

$$[0213] \quad \text{OUT_G}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (5)$$

$$[0214] \quad \text{OUT_B}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (6)$$

[0215] 由三维图像处理部 0016 生成的三维图像由图像合成部 0017 配置在与任意的断面图像相同的画面上,并由显示部 0009 进行显示。

[0216] 另外,虽然在本实施方式中,超声波诊断装置 0001 具备梯度运算部 0019、0039,但也能够去除梯度运算部 0019、0039。在该情况下,式 (4) ~ (6) 中的梯度值 $S[i]$ 的项被从式 (4) ~ (6) 去除 (或者被处理为“1.0”),从而不对生成的三维图像做出贡献。

[0217] 接下来使用图 20 来说明基于本实施方式的三维图像的特征。图 20 的三维图像 0611 是通过本实施方式的手法来构成的三维图像。如图 20 所示,三维图像 0611 上的明的部分 0612 表示心脏的肌肉组织,暗的部分 0613 表示血流。若使用本实施方式的手法,则由于光通过血管导致生成肌肉组织显出红色的部分 0614。此外,若使用本实施方式的手法,则由于光通过血管和肌肉组织两者导致的光的相互作用,产生光的散射和吸收,肌肉组织变暗,并且生成显出红色的部分 0615。这样,能够表现基于血管通过的光的行为、相邻组织的光的相互作用。三维图像 0620 是不使用本实施方式的手法的一般性的三维图像的一个例子。若对使用了本实施方式的手法的三维图像 0611 与三维图像 0620 进行比较,则可知三维图像 0611 是比三维图像 0620 更有立体感更写实的三维图像。因此,通过使用本实施方式的手法,在体绘制法中,能够得到提高了真实性的自然的图像。

[0218] 图 21 是表示本实施方式中的显示例的图。如图 21 所示,各平面相互正交的三断层 0711、0712、0713 与三维图像 0714 被同时显示。这样,由三维图像处理部 0016 生成的三维图像通过图像合成部 0017 被配置在与正交三断层 (或者任意的断面图像) 0711、0712、0713 相同的画面上,并由显示部 0009 进行显示。一边参照各断层,一边通过三维图像观察表面,由此能够提高检查精度和效率。

[0219] 以上,说明了本实施方式,但本发明并不局限于这些,在权利要求中所述的范围内能够进行变更/变形。

[0220] 图 22 是表示本实施方式的二维权重系数表的变形例的图。如图 22 所示,也可以取代 2 个二维权重系数表 (亮度二维权重系数表 0501 和血流二维权重系数表 0504),在加权相加部 0404 使用亮度血流二维权重系数表 0801。亮度血流二维权重系数表 0801 具备由控制部 0003 设定的权重系数 (基于亮度值以及血流值的权重系数),是以亮度体数据的亮度值 0802 和血流体数据的血流值 0803 这 2 个为指标,用于参照被二维地保存的权重系数的二维表。换句话说,权重系数是通过以亮度体数据的亮度值和血流体数据的血流值为指标的亮度血流二维权重系数表 0801 而被规定的。在该情况下,光学特性设定部 0022 对通过亮度血流二维权重系数表 0801 来规定的权重系数进行设定。光学特性设定部 0022 根据亮度体数据的亮度和血流体数据的血流值来设定权重系数。本实施方式中的光学特性通过被设定为基于组织的光学特性来再现光的行为 (状态) 的权重系数而被规定,由光学特性设定部 0022 进行设定。光学特性设定部 0022 作为亮度体数据以及血流体数据的光学特性而对具备权重系数的亮度血流二维权重系数表 0801 进行设定。如图 22 所示,基于亮度体数据的亮度和血流体数据的血流值这 2 个指标,根据亮度血流二维权重系数表 0801 来参照的权重系数是 a_3 和 b_3 这 2 个,权重系数 a_3 是影响输入光源数据 (与其相乘) 的权重系数,权重系数 b_3 是影响二维卷积积分数据 (与其相乘) 的权重系数。在该情况下,通过调整权重系数 a_3 、 b_3 的大小,能够简单地设定亮度体数据中的光的行为和血流体数据中的光的行为。此外,不需要根据阈值 c_1 、 c_2 等来选择亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权

重系数表 0504 的任一者,通过 1 个亮度血流二维权重系数表 0801 就能够简单地设定与亮度以及血流对应的光的行为。

[0221] 图 23 是表示本实施方式的权重系数表的变形例的图。如图 23 所示,也可以取代二维权重系数表,在加权相加部 0404 使用亮度血流三维权重系数表 0907。亮度血流三维权重系数表 0907 具备由控制部 0003 设定的权重系数(基于亮度值以及血流值的权重系数),是以亮度体数据的亮度值 0908、血流体数据的血流值 0909 和距离体表(或者组织表面)的距离 0910 这 3 个为指标,用于参照被三维地保存的权重系数的三维表。换句话说,权重系数是通过以亮度体数据的亮度值、血流体数据的血流值和距离对象物的表面的距离为指标的亮度血流三维权重系数表 0907 而被规定的。在该情况下,光学特性设定部 0022 对通过亮度血流三维权重系数表 0907 而被规定的权重系数进行设定。光学特性设定部 0022 根据亮度体数据的亮度值、血流体数据的血流值和距离对象物的表面的距离来设定权重系数。换句话说,光学特性设定部 0022 根据多个体数据的至少 2 个体素值和距离所述对象物的表面的距离,设定所述权重系数。

[0222] 本实施方式中的光学特性通过被设定为基于组织的光学特性来再现光的行为(状态)的权重系数而被规定,是通过光学特性设定部 0022 来设定的。光学特性设定部 0022 作为亮度体数据以及血流体数据的光学特性而对具备权重系数的亮度血流三维权重系数表 0907 进行设定。如图 23 所示,基于亮度体数据的亮度、血流体数据的血流值和距离对象物的表面的距离这 3 个指标,根据亮度血流三维权重系数表 0907 来参照的权重系数是 a4 和 b4 这 2 个,权重系数 a4 是影响输入光源数据(与其相乘)的权重系数,权重系数 b4 是影响二维卷积积分数据(与其相乘)的权重系数。在该情况下,通过调整权重系数 a4、b4 的大小,能够简单地设定亮度体数据中的光的行为和血流体数据中的光的行为。此外,不需要根据阈值 c1、c2 等来选择亮度二维权重系数表 0501 以及血流二维权重系数表 0504 的任一者,通过 1 个亮度血流三维权重系数表 0907 就能够简单地设定与亮度以及血流对应的光的行为,能够根据距离来区别表现组织。

[0223] (第 3 实施方式)

[0224] 以下,使用附图来说明本发明的第 3 实施方式的超声波诊断装置 0001。图 24 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的一个例子的框图。在本实施方式中,主要说明与第 2 实施方式不同的部分,其它的部分与第 2 实施方式相同。此外,赋予了与第 2 实施方式相同的符号的结构要素具有与第 2 实施方式相同的功能/作用。如图 24 所示,超声波诊断装置 0001 具备:控制部 0003、操作部 0004、发送部 0005、接收部 0006、收发控制部 0007、调相相加部 0008、显示部 0009、亮度信息运算部 0011、三维亮度数据存储部 0012、任意断面图像生成部 0013、三维坐标变换部 0014、亮度体数据存储部 0015、三维图像处理部 0016、图像合成部 0017、投影处理部 0018 以及梯度运算部 0019。

[0225] 此外,超声波诊断装置 0001 具备:弹性信息运算部 1031、三维弹性数据存储部 1032、任意断面图像生成部 1033、三维坐标变换部 1034、弹性体数据存储部 1035 以及梯度运算部 1039,基于亮度体数据和弹性体数据来显示对象物的三维图像。此外,超声波诊断装置 0001 与超声波探头 0002 连接。

[0226] 弹性信息运算部 1031 基于由调相相加部 0008 生成的 RF 信号帧数据来构成弹性断层图像。三维弹性数据存储部 1032 存储多个通过弹性信息运算部 1031 来构成的弹性断

层图像。任意断面图像生成部 1033 基于弹性断层图像的获取形状来生成任意断面图像。三维坐标变换部 1034 基于弹性断层图像的获取形状来进行三维坐标变换,生成弹性体数据,并保存于弹性体数据存储部 1035。

[0227] 三维图像处理部 0016 使用保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据和保存于弹性体数据存储部 1035 的弹性体数据来生成照度体数据。

[0228] 梯度运算部 1039 使用保存于弹性体数据存储部 1035 的弹性体数据来生成弹性梯度体数据。梯度体数据(弹性梯度体数据)的梯度值是表示基于弹性值来计算出的三维形状的斜率(例如,三维形状的法线的斜率或者三维形状的法线与光源方向的角度)的值。

[0229] 投影处理部 0018 使用照度体数据、亮度体数据和亮度梯度体数据来进行绘制处理,生成三维图像。此外,投影处理部 0018 使用照度体数据、弹性体数据和弹性梯度体数据来进行绘制处理,生成三维图像。投影处理部 0018 按照每个体素来选择亮度或者弹性,在选择了亮度的情况下,使用照度体数据、亮度体数据和亮度梯度体数据来对体素进行绘制计算,在选择了弹性的情况下,使用照度体数据、弹性体数据和弹性梯度体数据来对体素进行绘制计算。投影处理部 0018 通过在体整体对每个基于亮度或者弹性的体素的绘制计算的结果进行合并,来生成三维图像。图像合成部 0017 将由投影处理部 0018 生成的三维图像、由任意断面图像生成部 0013 生成的三维亮度数据的任意断面图像、和由任意断面图像生成部 1033 生成的三维弹性数据的任意断面图像合成。显示部 0009 对由图像合成部 0017 生成的显示图像进行显示。

[0230] 接下来,对三维亮度数据以及三维弹性数据的处理进行说明。超声波探头 0002 能够与超声波的收发同时地,一边二维地切换收发方向,一边沿着例如 θ 、 Φ 这 2 个轴进行测量。亮度信息运算部 0011 基于控制部 0003 中的设定条件,输入从调相相加部 0008 输出的 RF 信号帧数据,进行增益修正、对数压缩、检波、轮廓强调、平滑化处理等信号处理,构成二维亮度数据。

[0231] 弹性值是从帧数据测量由于将探头手动或者机械地上下压迫被检体而产生的变形的量。弹性信息运算部 1031 存储从调相相加部 0008 输出的 RF 信号帧数据,从至少 2 个帧数据测量生物体组织的位移,并生成位移信息。弹性信息运算部 1031 实施根据位移信息求出变形或者弹性率的弹性信息运算,进行轮廓强调以及平滑化处理等处理,构成二维弹性数据。二维弹性数据由位移量、变形量、弹性率的至少一个构成。

[0232] 三维弹性数据存储部 1032 具有基于相当于获取位置的收发方向,存储多个作为弹性信息运算部 1031 的输出数据的二维弹性数据的功能。例如,在与 θ 方向正交的 Φ 方向驱动来获取多个根据在深度方向进行了取样的时间序列的超声波数据在 θ 方向进行收发的测量结果而生成的二维弹性断层图像,将与 Φ 相关联的多个二维弹性数据存储为三维弹性数据。

[0233] 三维坐标变换部 1034 使用存储于三维弹性数据存储部 1032 的三维弹性数据,基于获取位置(深度、 θ 、 Φ) 在空间上的坐标进行三维坐标变换,生成弹性体数据,并保存于弹性体数据存储部 1035。

[0234] 任意断面图像生成部 1033 使用存储于三维弹性数据存储部 1032 的三维弹性数据,基于获取位置(深度、 θ 、 Φ),生成由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的任意的平面上的三维弹性数据的任意断面图像。

[0235] 梯度运算部 1039 基于保存于弹性体数据存储部 1035 的弹性体数据,生成各体素坐标上的视线方向的梯度被计算出的体数据。

[0236] 接下来,说明三维图像处理部 0016 的处理。三维图像处理部 0016 在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 是特征性的处理部,使用存储于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据和存储于弹性体数据存储部 1035 的弹性体数据,基于由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的光源来生成照度体数据。

[0237] 图 25 是表示三维图像处理部 0016 的一个例子的框图。如图 25 所示,三维图像处理部 0016 具备:光源信息设定部 0021、光学特性设定部 0022 以及照度运算部 0023。

[0238] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 基于亮度体数据以及弹性体数据来显示对象物的三维图像,具备:光源信息设定部 0021,对表示设定在三维空间的光源的特性的光源数据进行设定;光学特性设定部 0022,对表示相对于所述光源的所述亮度体数据的光学特性的权重系数和表示所述弹性体数据的光学特性的权重系数进行设定;照度运算部 0023,基于所述光源数据以及所述权重系数,计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度以及与所述弹性体数据的坐标相应的位置的照度的至少一个,基于计算出的所述照度来生成照度体数据;和投影处理部 0018,根据所述亮度体数据以及所述弹性体数据的至少一个和所述照度体数据来生成所述三维图像的。

[0239] 此外,本实施方式所涉及的超声波三维图像生成方法基于亮度体数据和弹性体数据来显示对象物的三维图像,对表示设定在三维空间的光源的特性的光源数据进行设定,对表示相对于所述光源的所述亮度体数据的光学特性的权重系数和表示相对于所述光源的所述弹性体数据的光学特性的权重系数进行设定,基于所述光源数据以及所述权重系数,计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度以及与所述弹性体数据的坐标相应的位置的照度的至少一个,基于计算出的所述照度来生成照度体数据,根据所述亮度体数据以及所述弹性体数据的至少一个和所述照度体数据来生成所述三维图像。

[0240] 光源信息设定部 0021 对表示设定在三维图像的三维空间的光源的特性的光源数据进行设定(生成)。例如,光源信息设定部 0021 对表示光源的强度的光源数据进行设定。光源信息设定部 0021 也能够调整光源的强度、三维空间上的光源的位置、光源的方向、光源的色调以及光源的形状之中的至少一个来设定光源数据。光学特性设定部 0022 对由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的亮度体数据以及弹性体数据的光学特性进行设定。光学特性设定部 0022 对表示相对于光源的亮度体数据以及弹性体数据的光学特性的权重系数进行设定。照度运算部 0023 基于由光源信息设定部 0021 设定的光源数据和由光学特性设定部 0022 设定的光学特性,使用亮度体数据以及弹性体数据的至少一个来计算与被输出的照度体数据上的体素坐标对应的照度,生成照度体数据。

[0241] 换句话说,照度运算部 0023 基于光源数据、权重系数、亮度体数据以及体数据(亮度体数据或者弹性体数据)来计算照度,基于计算出的照度来生成照度体数据。

[0242] 接下来,对由光源信息设定部 0021 设定的光源信息、由光学特性设定部 0022 设定的光学特性、照度运算部 0023 中的照度体数据的生成方法进行说明。

[0243] 图 26 是示意性地表示亮度体数据或者弹性体数据与光源的位置关系的概念图。如图 26 所示,通过控制部 0003 以及操作部 0004,对亮度体数据存储部 0015 中的亮度体数据或者弹性体数据 0301,在光源方向 0303 设定光源(平行光源)0302。三维空间上的光源

0302 的位置、光源方向 0303 以及光源数据是通过光源信息设定部 0021 来生成的。

[0244] 面 0304 是体数据（亮度体数据或者弹性体数据）0301 最初与光源方向 0303 的正交面交叉（相接）的面的位置，表示照度运算开始位置。面 0305 是体数据（亮度体数据或者弹性体数据）0301 最后与光源方向 0303 的正交面交叉（相接）的面的位置，表示照度运算结束位置。

[0245] 照度运算部 0023 对沿着光源方向 0303 正交的面（光源方向 0303 的正交面）进行照度运算。在图 26 中，照度运算部 0023 在从面 0304 到面 0305 的范围进行照度运算，例如，在位于光源方向 0303 的样本 0306 的照度运算中，对面 0307 进行照度运算。

[0246] 接下来，使用图 27 来说明照度运算部 0023 的结构的一个例子。如图 27 所示，照度运算部 0023 具备：照度体数据存储部 0401、光源数据保持部 0402、二维卷积处理部 0403 以及加权相加部 0404。照度运算部 0023 具备：通过对所述光源数据进行二维卷积积分，来生成二维卷积积分数据的二维卷积处理部 0403；和通过对所述光源数据以及所述二维卷积积分数据，根据基于亮度值以及弹性值的至少一个的所述权重系数来进行加权相加，从而生成所述照度体数据的加权相加部 0404。

[0247] 照度运算部 0023 具备：将所述光源数据的初始值和由所述加权相加部进行所述加权相加的结果保持为输入光源数据的光源数据保持部 0402，通过一边从所述亮度体数据中的照度运算开始位置到照度运算结束位置切换体素，一边对所述输入光源数据进行二维卷积积分，从而生成二维卷积积分数据，通过对所述输入光源数据以及所述二维卷积积分数据，根据基于亮度值以及弹性值的至少一个的所述权重系数来进行加权相加，从而生成所述照度体数据。

[0248] 光源数据保持部 0402 输入由光源信息设定部 0021 生成的光源数据，并保持为初始值。以下，将由光源数据保持部 0402 保持的光源数据记载为“输入光源数据”。二维卷积处理部 0403 通过对输入光源数据（光源数据）进行二维卷积积分，从而生成二维卷积积分数据。二维卷积积分处理表示二维平面上的卷积积分，例如，对面 0307 进行实施。

[0249] 加权相加部 0404 输入作为二维卷积处理部 0403 的输出结果的二维卷积积分数据，并输入由光源数据保持部 0402 保持的输入光源数据。加权相加部 0404 通过对输入光源数据（光源数据）以及二维卷积积分数据，基于权重系数来进行加权相加，从而生成照度体数据。加权相加部 0404 所使用的权重系数是作为相对于光源的体数据（亮度体数据或者弹性体数据）的光学特性，由光学特性设定部 0022 进行设定的。以下，将加权相加部 0404 所生成的加权相加结果记载为“输出照度数据”。

[0250] 输出照度数据被保存在与照度体数据存储部 0401 的体素坐标相应的位置。此外，输出照度数据被输入到光源数据保持部 0402，并保存（保持）为输入光源数据。换句话说，光源数据保持部 0402 将光源数据的初始值和基于加权相加部 0404 的加权相加的结果保持为输入光源数据。

[0251] 这里，初始值的输入光源数据是在光源信息设定部 0021 中被设定的光源数据，在照度运算部 0023 开始照度运算之前，被输入并设定（保持）到光源数据保持部 0402。

[0252] 照度运算部 0023 中的二维卷积处理部 0403 以及加权相加部 0404 通过一边从亮度体数据或者弹性体数据中的照度运算开始位置（面 0304）到照度运算结束位置（面 0305）切换与被参照的坐标相应的体素，一边对输入光源数据进行二维卷积积分，从而生成

二维卷积积分数据,通过一边对输入光源数据以及二维卷积积分数据,切换与被参照的坐标相应的亮度值或者弹性值,一边使用权重系数来进行加权相加,从而生成照度体数据。

[0253] 接下来,使用图 28 来说明由加权相加部 0404 使用的权重系数的设定方法。图 28 是表示本实施方式的权重系数表的图。如图 28 所示,亮度弹性三维权重系数表 1201 被用于加权相加部 0404。亮度弹性三维权重系数表 1201 具备由控制部 0003 设定的权重系数(基于亮度值以及弹性值的权重系数),是以亮度体数据的亮度值 1202、弹性体数据的弹性值(体素值)1203 和距离体表(或者组织表面)的距离 1204 这 3 个为指标,用于参照被三维地保存的权重系数的三维表。换句话说,权重系数通过以亮度体数据的亮度值、弹性体数据的弹性值和距离对象物的表面的距离为指标的亮度弹性三维权重系数表 1201 而被规定。在该情况下,光学特性设定部 0022 对通过亮度弹性三维权重系数表 1201 而被规定的权重系数进行设定。光学特性设定部 0022 根据亮度体数据的亮度值、弹性体数据的弹性值和距离对象物的表面的距离来设定权重系数。换句话说,光学特性设定部 0022 根据多个体数据的至少 2 个体素值和距离所述对象物的表面的距离,设定所述权重系数。

[0254] 本实施方式中的光学特性通过被设定为基于组织的光学特性来再现光的行为(状态)的权重系数而被规定,是通过光学特性设定部 0022 来设定的。光学特性设定部 0022 作为亮度体数据以及弹性体数据的光学特性而对具备权重系数的亮度弹性三维权重系数表 1201 进行设定。如图 28 所示,基于亮度体数据的亮度值、弹性体数据的弹性值和距离对象物的表面的距离这 3 个指标,根据亮度弹性三维权重系数表 1201 来参照的权重系数是 a5 和 b5 这 2 个,权重系数 a5 是影响输入光源数据(与其相乘)的权重系数,权重系数 b5 是影响二维卷积积分数据(与其相乘)的权重系数。在该情况下,通过调整权重系数 a5、b5 的大小,能够简单地设定亮度体数据中的光的行为和弹性体数据中的光的行为。

[0255] 此外,基于权重系数 a5 和 b5 的输入光源数据以及二维卷积积分数据的加权和被输入到照度体数据存储部 0401。通过将权重系数 a5 与 b5 的合计值设定得较大,能够设定被增强了的照度,通过将权重系数 a5 与 b5 的合计值设定得较小,能够设定较弱的照度。在超声波数据的情况下,反映组织的声阻抗的亮度能够成为反映生物体组织的特性的有用的信息。超声波数据中的亮度反映放射的超声波从散射体反射得到的反射波的振幅,超声波随着向深部传播而衰减是普遍的。因此,在超声波数据中难以仅通过亮度来将组织分类。因此,通过将距离对象物的体表(或者组织表面)的距离增加为指标,能够在超声波数据中进行组织的分类。

[0256] 例如,在考虑对象物是包含肿瘤部的乳房,经由脂肪层到达肿瘤的超声波的情况下,已知存在于脂肪层与肿瘤之间的乳腺的亮度较高,肿瘤与脂肪层的超声波的亮度较低。因此,在仅将亮度设为指标的情况下,存在难以区别肿瘤和脂肪层的情况。因此,将距离对象物的体表的距离增加为指标。此外,肿瘤部的弹性值较低,弹性值被设为恶性肿瘤的指标。但是,存在由于弹性值的测量中对被检体的压迫而导致疑似硬的区域被测量到的情况。例如,在被检体的深部压迫未被传播的区域不产生变形,因此可能被判断为是疑似硬的区域。因此,在仅将弹性设为指标的情况下,存在难以区别肿瘤的情况。因此,将距离对象物的体表的距离增加为指标。通过将满足亮度值低、弹性值低、并且距离体表的距离为一定以下的条件的体数据设为相当于肿瘤的体数据,来设定亮度弹性三维权重系数表 1201 的权重系数 a5、b5,能够反映肿瘤部的光学特性。换句话说,通过使用基于亮度、弹性以及距离

这 3 个指标的亮度弹性三维权重系数表 1201 来设定权重系数 a_5 、 b_5 ，能够区别组织来表现光的行为，在体绘制法中，能够得到提高了真实性的图像（三维图像）。例如，能够不对疑似硬的区域（被误认为肿瘤的区域）赋予肿瘤的光学效果。

[0257] 照度运算部 0023 一边从照度运算开始位置（面 0304）到照度运算结束位置（面 0305），切换由加权相加部 0404 参照的坐标，并切换该亮度值与弹性值，一边反复进行上述的照度运算处理。照度运算部 0023 按照体数据的每个坐标从 2 个体数据（亮度体数据以及弹性体数据）选择 1 个体数据，基于被选择的体数据的光学特性（或者权重系数），计算与坐标相应的位置的照度，基于计算出的照度来生成照度体数据。

[0258] 照度运算部 0023 进行运算直到照度运算结束位置为止，生成与体数据上的体素坐标对应的照度被全部计算出的照度体数据，并存储于照度体数据存储部 0401。

[0259] 按照自然规律，光的行为特性根据光源的波长而不同。因此，在遵循自然规律，进一步提高真实性的情况下，照度运算是按照光源的每个波长而进行的。在该情况下，权重系数按照光源的每个波长而不同。

[0260] 光源信息设定部 0021 对与光源的多个波长相应的光源数据进行设定。光学特性设定部 0022 按照多个波长的每个来设定权重系数。

[0261] 照度运算部 0023 按照光源 0302 的多个波长的每个波长，进行照度运算，生成照度体数据。例如，在光源 0302 是可见光线的 7 个颜色的情况下，照度运算部 0023 设定 7 种权重系数（或者二维权重系数表），生成 7 种照度体数据。此外，在光源 0302 是加色混合的三原色的情况下，照度运算部 0023 设定相当于 R 要素、G 要素、B 要素的波长的 3 组权重系数（或者 3 种二维权重系数表），生成 3 种照度体数据。换句话说，光源信息设定部 0021 设定与所述光源的多个波长相应的所述光源数据，光学特性设定部 0022 按照所述多个波长的每个来设定所述权重系数，照度运算部 0023 按照所述多个波长的每个来生成所述照度体数据。

[0262] 在本实施方式中，对光源 0302 是加色混合的三原色，设定 3 组权重系数（或者 3 种二维权重系数表），生成 3 种照度体数据的情况进行说明。按照光源 0302 的每个波长，设定光源数据的初始值。换句话说，与有效的波长的数目相同数目的光源数据的初始值分别被光源信息设定部 0021 进行设定。因此，在本实施方式中，相当于 R 要素、G 要素、B 要素的波长的 3 种光源数据被设定，并分别作为独立的输入光源数据，被光源数据保持部 0402 进行保持。此外，3 种光源数据的初始值可以是操作者经由操作部 0004 来选择的初始值，也可以是使用图像来设定的初始值。

[0263] 照度运算部 0023 基于 3 种光源数据和 3 种光学特性（权重系数或者二维权重系数表），计算配置在亮度体数据上的照度，生成 3 种照度体数据。

[0264] 投影处理部 0018 基于照度体数据的照度、和由体数据的体素值（亮度体数据的亮度值或者弹性体数据的弹性值）所参照的不透明度，生成三维图像。在光源 0302 是三原色的情况下，投影处理部 0018 根据由照度运算部 0023 生成的 3 种照度体数据、保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据、和保存于弹性体数据存储部 1035 的弹性体数据来生成三维图像。投影处理部 0018 中的投影处理如下述的式 (7) ~ (9) 所示，基于每个波长（R 要素、G 要素、B 要素）的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 中的照度（体素值）、不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ ，来生成三维图像。换句话说，通过将每个波长的照度体数据

$L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 中的体素值乘以根据不透明度 $\alpha[i]$ 求出的不透明度项和梯度值 $S[i]$ 的值,并在视线方向进行累计,来生成三维图像。式中的“k”表示视线方向的体素坐标。视线方向被设定为通过操作部 0004,经由控制部 0003 观察超声波图像的方向。

[0265] 这里,期望不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 是根据由基于亮度值以及弹性值的至少一个的阈值而选择的亮度体数据以及弹性体数据的任意一个所参照的不透明度、和亮度梯度体数据以及弹性梯度体数据的任意一个的梯度值来设定的。不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 的设定按照每个体素来进行。例如,在视线方向第 i 个体素,基于亮度值的阈值,由亮度体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和亮度梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。此外,在视线方向第 i 个体素,基于弹性值的阈值,由弹性体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和弹性梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。

$$[0266] \quad \text{OUT_R}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \Pi^{m=0:k-1}(1-\alpha[m])) \cdot \dots \quad (7)$$

$$[0267] \quad \text{OUT_G}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \Pi^{m=0:k-1}(1-\alpha[m])) \cdot \dots \quad (8)$$

$$[0268] \quad \text{OUT_B}[K] = \sum_{k=0:K} ((L_b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \Pi^{m=0:k-1}(1-\alpha[m])) \cdot \dots \quad (9)$$

[0269] 由三维图像处理部 0016 生成的三维图像由图像合成部 0017 配置在与任意的断面图像相同的画面上,并由显示部 0009 进行显示。

[0270] 另外,虽然在本实施方式中,超声波诊断装置 0001 具备梯度运算部 0019、1039,但也能够去除梯度运算部 0019、1039。在该情况下,式 (7) ~ (9) 中的梯度值 $S[k]$ 的项被从式 (7) ~ (9) 去除 (或者被处理为“1.0”),从而不对生成的三维图像做出贡献。

[0271] 接下来使用图 29 来说明基于本实施方式的三维图像的特征。图 29 的三维图像 1315 是通过本实施方式的手法来构成的三维图像。如图 29 所示,在三维图像 1315 上的正常组织部 1316 被赋予正常组织的光学效果,在肿瘤 1317 被赋予肿瘤的光学效果,在体绘制法中,能够得到提高了真实性的自然的图像。三维图像 1320 是不使用本实施方式的手法的一般性的三维图像的一个例子。若对使用了本实施方式的手法的三维图像 1311 与三维图像 1320 进行比较,可知三维图像 1311 是比三维图像 1320 更有立体感的写实的三维图像。因此,通过使用本实施方式的手法,在体绘制法中,能够得到提高了真实性的自然的图像。

[0272] 图 30 是表示本实施方式中的显示部 0009 的显示例的图。如图 30 所示,显示部 0009 对相互正交的 3 个正交断层 1401、1402、1403 和三维图像 1404 进行显示。由三维图像处理部 0016 生成的三维图像 1404 通过图像合成部 0017 显示在与 3 个正交断层 (或者任意的断面图像) 1401、1402、1403 相同的画面上。其结果,能够一边参照各正交断层 (或者任意的断面图像) 1401、1402、1403,一边观察三维图像 1404,能够提高检查精度和效率。

[0273] (第 4 实施方式)

[0274] 第 4 实施方式是第 2 实施方式的变形例。以下,针对本发明的第 4 实施方式的超声波诊断装置 0001,使用附图来主要说明与第 2 实施方式不同的部分。图 31 是在本实施方式表示作为特征性的部分的三维图像处理部 0016 的一个例子的框图。图 31 的三维图像处理部 0016 与图 15 的第 2 实施方式的超声波诊断装置 0001 中的三维图像处理部 0016 相对应。

[0275] 如图 31 所示,三维图像处理部 0016 除了具备光源信息设定部 0021、光学特性设定部 0022 以及照度运算部 0023,还具备色调变换部 0024。色调变换部 0024 基于亮度体数据、血流体数据 (包含血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据) 以及弹性体

数据的至少一个,变换照度体数据的色调。血流分散体数据包含血流速度分散体数据以及血流振幅分散体数据。在第4实施方式中,色调变换部0024基于亮度体数据、血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据的至少一个,变换照度体数据的色调。色调变换部0024从亮度体数据存储部0015参照亮度体数据。此外,色调变换部0024从血流体数据存储部0035参照血流数据的之中与血流速度有关的血流体数据(血流速度体数据)、血流数据之中与血流振幅有关的血流体数据(血流振幅体数据)、血流数据之中与血流速度分散有关的血流体数据(血流分散体数据)的至少一个,对从照度运算部0023输出的照度体数据进行色调变换并输出。

[0276] 照度运算部0023按照光源0302的多个波长的每个,进行照度运算,生成照度体数据。在该情况下,色调变换部0024也可以对按照光源0302的多个波长的每个波长而生成的照度体数据的值进行变换,来按照光源0302的多个波长的每个对照度体数据进行色调变换并输出。例如,在光源0302被保持为加色混合的三原色(即,RGB表色系)的情况下,通过照度运算部0023得到R(红)要素、G(绿)要素、B(蓝)要素这3个的照度体数据,色调变换部0024参照亮度体数据、血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据的至少一个,通过变换照度体数据的值来进行色调变换。照度体数据的值能够通过各要素(RGB)的值的交换(包含更换)或者对特定的要素(从RGB任意选择的要素)进行的规定值的加减法、乘除法来变换为规定值,进行色调变换。

[0277] 接下来,说明色调变换部0024基于亮度体数据、血流速度体数据以及血流振幅体数据的至少一个来进行照度体数据的色调变换的情况。色调变换部0024从照度运算部0023输入R要素、G要素以及B要素这3个的照度体数据,从亮度体数据存储部0015输入亮度体数据,从血流体数据存储部0035输入血流速度体数据和血流振幅体数据。色调变换部0024从控制部0003输入规定的阈值,与照度运算部0023同样地判断照度体数据中的各坐标的照度是血流还是组织。例如,色调变换部0024对亮度体数据的亮度值(体素值)和亮度阈值c1进行比较,在亮度体数据的亮度值(体素值)大于亮度阈值c1的情况下判断为是组织,在小于的情况下判断为是血流。此外,色调变换部0024对血流振幅体数据的血流振幅值(体素值)和血流振幅阈值c2进行比较,在血流振幅体数据的血流振幅值(体素值)大于血流振幅阈值c2的情况下判断为是血流,在小于的情况下判断为是组织。此外,色调变换部0024对血流速度体数据的血流速度值(体素值)和血流速度阈值c3进行比较,在血流速度体数据的血流速度值(体素值)大于血流速度阈值c3的情况下判断为是血流,在小于的情况下判断为是组织。此外,色调变换部0024也可以将这些阈值c1、c2、c3组合来判断血流和组织。

[0278] 色调变换部0024通过交换多个照度体数据之中的至少2个照度体数据的照度的值,来变换色调。例如,在判断为规定的坐标是血流的情况下,色调变换部0024参照相应坐标的血流速度体数据,在该血流速度值(体素值)为负的情况下,通过交换R要素的照度体数据的照度值(体素值)与B要素的照度体数据的照度值(体素值)来进行色调变换。这样,通过根据血流的方向(血流速度值的正负)来交换要素,能够保持由照度运算部0023计算出的光学效果,能够赋予血流的方向信息。此外,能够得到可视性优良、并提高了真实性和诊断性能的三维图像。

[0279] 图32是表示由色调变换部0024进行的各要素(RGB)的值的交换的效果的示意

图。图 32 的三维图像 1700 是第 2 实施方式中的三维图像,三维图像 1710 是第 4 实施方式中的三维图像。在三维图像 1700 中的血流 1701 是与血流 1702 相反的方向即负向的情况下,在第 4 实施方式中通过色调变换部 0024 来进行色调变换,例如,血流 1712 被显示为红色(R 要素),血流 1711 被显示为蓝色(B 要素)。换句话说,通过色调变换部 0024 进行色调变换,从而根据血流的方向(血流速度值的正负),血流 1711 和血流 1712 显示为不同的颜色,能够实现可视性优良、诊断性能的提高。

[0280] 此外,色调变换部 0024 通过对多个照度体数据之中的至少一个的照度体数据的照度的值实施规定值的加法、减法、乘法以及除法的至少一个,来变换色调。例如,在判断为规定的坐标是血流的情况下,色调变换部 0024 参照相应坐标的血流分散体数据,在该血流速度分散值超过规定的阈值的情况下,将与血流分散体数据的血流速度分散值(体素值)的大小成比例的系数乘以 G 要素的照度体数据的照度值(体素值)。这样,通过根据血流速度分散值,将特定的要素(G 要素)与规定的系数相乘来进行强调,从而能够保持由照度运算部 0023 计算出的光学效果,并且能够赋予血流速度的分散信息。此外,能够得到可视性优良、并提高了真实性和诊断性能的三维图像。

[0281] 图 33 是表示通过色调变换部 0024 来将要素与系数相乘后的效果的示意图。图 33 的三维图像 1700 是第 2 实施方式中的三维图像,三维图像 1810 是第 4 实施方式中的三维图像。在血流 1701、1811 的前端部分的血流速度分散值非常高并超过规定的阈值的情况下,在第 4 实施方式中通过色调变换部 0024 来进行色调变换,例如,能够在三维图像 1810 的血流 1811 上显示反映了血流速度的分散信息的血流 1812。换句话说,通过色调变换部 0024 进行色调变换,从而根据血流速度分散值,血流 1811 与血流 1812 被显示为不同的颜色,能够实现可视性优良、诊断性能的提高。

[0282] (第 5 实施方式)

[0283] 第 5 实施方式是第 3 实施方式的变形例。以下,针对本发明的第 5 实施方式的超声波诊断装置 0001,使用附图来主要说明与第 3 实施方式不同的部分。图 34 是在本实施方式表示作为特征性的部分的三维图像处理部 0016 的一个例子的框图。图 34 的三维图像处理部 0016 与图 24 的第 3 实施方式的超声波诊断装置 0001 中的三维图像处理部 0016 相对应。

[0284] 如图 34 所示,三维图像处理部 0016 除了具备光源信息设定部 0021、光学特性设定部 0022、照度运算部 0023,还具备色调变换部 0024。色调变换部 0024 基于亮度体数据、流流体数据(包含血流速度体数据、血流振幅体数据以及血流分散体数据)以及弹性体数据的至少一个,变换照度体数据的色调。血流分散体数据包含血流速度分散体数据以及血流振幅分散体数据。在第 5 实施方式中,色调变换部 0024 从亮度体数据存储部 0015 参照明亮度体数据。此外,色调变换部 0024 从弹性体数据存储部 1035 参照弹性体数据。色调变换部 0024 使用亮度体数据以及弹性体数据的至少一个,对由照度运算部 0023 输出的照度体数据进行色调变换并输出。

[0285] 照度运算部 0023 按照光源 0302 的多个波长的每个,进行照度运算,生成照度体数据。在该情况下,色调变换部 0024 也可以对按照光源 0302 的多个波长的每个波长而生成的照度体数据的值进行变换,来按照光源 0302 的多个波长的每个对照度体数据进行色调变换并输出。例如,在光源 0302 被保持为加色混合的三原色(即,RGB 表色系)的情况下,

通过照度运算部 0023 得到 R(红)要素、G(绿)要素、B(蓝)要素这 3 个的照度体数据,色调变换部 0024 通过参照亮度体数据以及弹性体数据的至少一个来变换照度体数据的值,从而进行色调变换。照度体数据的值能够通过各要素(RGB)的值的交换(包含更换)或者对特定的要素(从 RGB 任意选择的要素)进行的规定值的加减法、乘除法来变换为规定值,进行色调变换。

[0286] 接下来,说明色调变换部 0024 基于亮度体数据以及弹性体数据来进行照度体数据的色调变换的情况。色调变换部 0024 从照度运算部 0023 输入 R 要素、G 要素以及 B 要素这 3 个的照度体数据,从亮度体数据存储部 0015 输入亮度体数据,从弹性体数据存储部 1035 输入弹性体数据。色调变换部 0024 从控制部 0003 输入规定的阈值,与照度运算部 0023 同样地判断照度体数据中的各坐标的照度是否为硬的组织。例如,色调变换部 0024 对弹性体数据的弹性值(体素值)和弹性阈值 d2 进行比较,判断是否为硬的组织。此外,在判断为弹性值(体素值)是硬的组织的情况下,色调变换部 0024 也能够通过与弹性阈值 d2 不同的弹性阈值 d3,进一步分类组织的硬度。

[0287] 例如,在相应的坐标是具有根据弹性阈值 d3 分别出的特定的硬度的区域的情况下,色调变换部 0024 通过将相应坐标处的 R 要素的照度体数据的照度值(体素值)与 B 要素的照度体数据的照度值(体素值)交换来进行色调变换。这样,通过根据组织的硬度(弹性值是否超过弹性阈值)来变换要素,能够保持由照度运算部 0023 计算出的光学效果,并且赋予组织的硬度信息。此外,能够得到可视性优良、提高了真实性和诊断性能的三维图像。

[0288] 图 35 是表示基于色调变换部 0024 的各要素(RGB)的值的交换的效果的示意图。图 35 的三维图像 1900 是第 3 实施方式中的三维图像,三维图像 1910 是第 5 实施方式中的三维图像。在三维图像 1900 的肿瘤组织 1901 中肿瘤组织 1902 特别柔软的情况(肿瘤组织 1902 的弹性值超过规定的弹性阈值的情况或者肿瘤组织 1902 的弹性值不超过规定的弹性阈值的情况)下,在第 5 实施方式中,通过色调变换部 0024 来进行色调变换,例如,如三维图像 1910 所示,肿瘤组织 1911 被显示为蓝色(B 要素),特别柔软的肿瘤组织 1912 被显示为红色(R 要素)。此外,在三维图像 1900 的肿瘤组织 1901 中肿瘤组织 1902 特别硬的情况(肿瘤组织 1902 的弹性值不超过规定的弹性阈值的情况或者肿瘤组织 1902 的弹性值超过规定的弹性阈值的情况)下,在第 5 实施方式中,通过色调变换部 0024 来进行色调变换,例如,如三维图像 1910 所示,肿瘤组织 1911 被显示为蓝色(B 要素),特别硬的肿瘤组织 1912 被显示为红色(R 要素)。换句话说,通过色调变换部 0024 进行色调变换,从而根据组织的硬度,柔软组织被显示为与硬组织不同的颜色,能够实现可视性优良、诊断性能的提高。

[0289] 此外,色调变换部 0024 通过对多个照度体数据之中的至少一个照度体数据的照度的值实施规定值的加法、减法、乘法以及除法的至少一个,来变换色调。例如,在判断为规定的坐标是组织的情况下,色调变换部 0024 参照相应的坐标处的弹性体数据,在该弹性值超过规定的阈值的情况(或者不超过的情况)下,将与弹性体数据的弹性值(体素值)的大小成比例的系数与 G 要素的照度体数据的照度值(体素值)相乘。这样,通过根据弹性值,将特定的要素(G 要素)与规定的系数相乘来进行强调,从而能够保持由照度运算部 0023 计算出的光学效果,并赋予组织的弹性信息。此外,能够得到可视性优良、并提高了真实性和诊断性能的三维图像。

[0290] 以上,说明了本实施方式,但本发明并不局限于这些,在权利要求所述的范围内能够进行变更/变形。

[0291] 图 36 是表示本实施方式的权重系数表的变形例的图。如图 36 所示,也可以取代亮度弹性三维权重系数表 1201,在加权相加部 0404 使用亮度弹性二维权重系数表 1501。亮度弹性二维权重系数表 1501 具备由控制部 0003 设定的权重系数(基于亮度值以及弹性值的权重系数),是以亮度体数据的亮度值 1502 和弹性体数据的弹性值 1503 这 2 个为指标,用于参照被二维地保存的权重系数的二维表。换句话说,权重系数通过以亮度体数据的亮度值和弹性体数据的弹性值为指标的亮度弹性二维权重系数表 1501 而被规定。在该情况下,光学特性设定部 0022 对通过亮度弹性二维权重系数表 1501 来规定的权重系数进行设定。光学特性设定部 0022 根据亮度体数据的亮度值和弹性体数据的弹性值来设定权重系数。换句话说,光学特性设定部 0022 根据多个体数据的至少 2 个体素值,来设定所述权重系数。

[0292] 本实施方式中的光学特性通过被设定为基于组织的光学特性来再现光的行为(状态)的权重系数而被规定,是通过光学特性设定部 0022 来设定的。光学特性设定部 0022 作为亮度体数据以及弹性体数据的光学特性而对具备权重系数的亮度弹性二维权重系数表 1501 进行设定。如图 36 所示,基于亮度体数据的亮度值和弹性体数据的弹性值这 2 个指标,根据亮度弹性二维权重系数表 1501 来参照的权重系数是 a6 和 b6 这 2 个,权重系数 a6 是影响输入光源数据(与其相乘)的权重系数,权重系数 b6 是影响二维卷积积分数据(与其相乘)的权重系数。在该情况下,通过调整权重系数 a6、b6 的大小,能够简单地设定亮度体数据中的光的行为和弹性体数据中的光的行为。

[0293] 图 37 是表示本实施方式的权重系数表的变形例的图。如图 37(a) 所示,亮度二维权重系数表 1601 具备由控制部 0003 设定的权重系数(基于亮度值的权重系数),是以亮度体数据的亮度值 1602 和距离体表(或者组织表面)的距离 1603 这 2 个为指标,用于参照被二维地保存的权重系数的二维表。如图 37(b) 所示,弹性二维权重系数表 1604 具备由控制部 0003 设定的权重系数(基于弹性值的权重系数),是以弹性体数据的弹性值 1605 和距离体表(或者组织表面)的距离 1606 这 2 个为指标,用于参照被二维地保存的权重系数的二维表。换句话说,权重系数通过以亮度体数据的亮度值和距离对象物的表面的距离为指标的亮度二维权重系数表 1601、和以弹性体数据的弹性值和距离对象物的表面的距离为指标的弹性二维权重系数表 1604 而被规定。在该情况下,光学特性设定部 0022 对通过亮度二维权重系数表 1601 以及弹性二维权重系数表 1604 来规定的权重系数进行设定。光学特性设定部 0022 根据亮度体数据的亮度值和距离对象物的表面的距离来设定权重系数。光学特性设定部 0022 根据弹性体数据的弹性值和距离对象物的表面的距离来设定权重系数。换句话说,光学特性设定部 0022 根据多个体数据的至少一个体素值和距离所述对象物的表面的距离,来设定所述权重系数。

[0294] 本实施方式中的光学特性通过被设定为基于组织的光学特性来再现光的行为(状态)的权重系数而被规定,是通过光学特性设定部 0022 来设定的。光学特性设定部 0022 作为亮度体数据的光学特性而对具备权重系数的亮度二维权重系数表 1601 进行设定,作为弹性体数据的光学特性,对具备权重系数的弹性二维权重系数表 1604 进行设定。

[0295] 如图 37(a) 所示,基于亮度体数据的亮度值和距离体表(或者组织表面)的距离

这 2 个指标,根据亮度二维权重系数表 1601 来参照的权重系数是 a7 和 b7 这 2 个,如图 37(b) 所示,基于弹性体数据的弹性值和距离体表(或者组织表面)的距离这 2 个指标,根据弹性二维权重系数表 1604 来参照的权重系数是 a8 和 b8 这 2 个。在本实施方式中,对根据阈值来选择亮度二维权重系数表 1601 以及弹性二维权重系数表 1604 的任一者的情况进行说明。例如,基于亮度阈值 d1,对与被参照的坐标相应的亮度值与亮度阈值 d1 进行比较,来选择亮度二维权重系数表 1601 以及弹性二维权重系数表 1604 的任一者。

[0296] 权重系数 a7、a8 是影响输入光源数据(与其相乘)的权重系数,权重系数 b7、b8 是影响二维卷积积分数据(与其相乘)的权重系数。在根据亮度阈值 d1 选择了亮度二维权重系数表 1601 的情况下,根据亮度二维权重系数表 1601 所参照的权重系数 a7、b7 分别与输入光源数据以及二维卷积积分数据相乘。在该情况下,通过调整权重系数 a7、b7 的大小,能够简单地设定亮度体数据中的光的行为(散射的程度等)。此外,在根据亮度阈值 d1 选择了弹性二维权重系数表 1604 的情况下,根据弹性二维权重系数表 1604 所参照的权重系数 a8、b8 分别与输入光源数据以及二维卷积积分数据相乘。在该情况下,通过调整权重系数 a8、b8 的大小,能够简单地设定弹性体数据中的光的行为。

[0297] 此外,通过调整亮度阈值 d1,能够调整亮度体数据与弹性体数据的关系。例如,在与被参照的坐标相应的亮度体数据的亮度值是亮度阈值 d1 以上的情况下,该坐标处的权重系数是根据亮度二维权重系数表 1601 来参照的。在与被参照的坐标相应的亮度体数据的亮度值小于亮度阈值 d1 的情况下,该坐标处的权重系数是根据弹性二维权重系数表 1604 来参照的。其结果,能够根据亮度阈值 d1,来调整亮度体数据与弹性体数据的关系(亮度二维权重系数表 1601 与弹性二维权重系数表 1604 的关系)。

[0298] 也可以取代亮度阈值 d1,通过基于弹性阈值 d2,对与被参照的坐标相应的弹性值与弹性阈值 d2 进行比较,来选择亮度二维权重系数表 1601 以及弹性二维权重系数表 1604 的任一者。例如,在与被参照的坐标相应的弹性体数据的弹性值是弹性阈值 d2 以上的情况下,该坐标处的权重系数是根据弹性二维权重系数表 1604 来参照的。在与被参照的坐标相应的弹性体数据的弹性值小于弹性阈值 d2 的情况下,该坐标处的权重系数是根据亮度二维权重系数表 1601 来参照的。其结果,能够根据弹性阈值 d2 来调整亮度体数据与弹性体数据的关系(亮度二维权重系数表 1601 与弹性二维权重系数表 1604 的关系)。

[0299] 此外,也可以将亮度阈值 d1 与弹性阈值 d2 组合,来选择亮度二维权重系数表 1601 以及弹性二维权重系数表 1604 的任一者,还可以根据多个亮度阈值 d1 或者多个弹性阈值 d2,来选择亮度二维权重系数表 1601 以及弹性二维权重系数表 1604 的任一者。此外,也可以通过将亮度二维权重系数表 1601 以及弹性二维权重系数表 1604 的权重系数平均或加权平均,来新计算权重系数。

[0300] 图 38 是表示本实施方式的变形例的框图。图 39 是表示基于本实施方式的变形例的照度运算的概念图的图。如图 38、图 39 所示,与第 2 实施方式不同地,三维图像处理部 0016 从亮度体数据存储部 0015 输入亮度体数据,不从血流体数据存储部 0035 输入血流体数据。三维图像处理部 0016 使用保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据来生成照度体数据,不使用保存于血流体数据存储部 0035 的血流体数据来生成照度体数据。血流体数据保持原样地在投影处理部 0018 中被投影处理。

[0301] 光学特性设定部 0022 对表示相对于所述光源的亮度体数据的光学特性的权重系

数进行设定,照度运算部 0023 基于所述光源数据以及所述权重系数,计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据,投影处理部 0018 根据由血流体数据的血流值所参照的调色板的值和所述照度体数据来生成三维图像。

[0302] 投影处理部 0018 基于照度体数据的照度、由体数据的值(亮度体数据的亮度值或者血流体数据的血流值)参照的不透明度、和由血流体数据的血流值参照的调色板的值,生成三维图像。在光源 0302 是三原色的情况下,投影处理部 0018 根据由照度运算部 0023 生成的 3 种照度体数据、保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据、和保存于血流体数据存储部 0035 的血流体数据来生成三维图像。投影处理部 0018 中的投影处理如下述的式(10)~(12)所示,基于每个体素的 RGB 值($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$,来生成三维图像。这里,每个体素的 RGB 值($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$)是参照每个波长的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 中的体素值与由血流体数据的血流值参照的调色板的值(RGB 值)的任意一个而代入的值。通过将每个体素的 RGB 值($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$)、根据不透明度 $\alpha[i]$ 求出的不透明度项和梯度值 $S[i]$ 的值相乘,并在视线方向上进行累计,来生成三维图像。式中的“k”表示视线方向的体素坐标。视线方向被设定为通过操作部 0004,经由控制部 0003 观察超声波图像的方向。

[0303] 这里,期望每个体素的 RGB 值($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 是基于阈值(例如,亮度阈值 $c1$ 或者血流阈值 $c2$),根据由亮度体数据以及血流体数据的任意一个参照的不透明度、亮度梯度体数据以及血流梯度体数据的任意一个的梯度值来设定的。不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 的设定按照每个体素来进行。例如,在视线方向第 i 个体素,在与被参照的坐标相应的亮度体数据的亮度值是亮度阈值 $c1$ 以上的情况下,由亮度体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和亮度梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。此外,在视线方向第 i 个体素,在与被参照的坐标相应的血流体数据的血流值是血流阈值 $c2$ 以上的情况下,由血流体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和血流梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。

$$[0304] \quad \text{OUT_R}[K] = \sum_{k=0:K} ((r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (10)$$

$$[0305] \quad \text{OUT_G}[K] = \sum_{k=0:K} ((g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (11)$$

$$[0306] \quad \text{OUT_B}[K] = \sum_{k=0:K} ((b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (12)$$

[0307] 由投影处理部 0018 生成的三维图像由图像合成部 0017 配置在与任意的断面图像相同的画面上,并由显示部 0009 进行显示。这样,通过在进一步加入了光的行为的逼真的三维图像重叠由血流体数据的血流值参照的调色板的颜色,能够生成能同时观察逼真的形态信息以及功能信息(血流信息)的三维图像,能够提高超声波检查的精度。

[0308] 图 40 是表示本实施方式的变形例的框图。图 41 是表示基于本实施方式的变形例的照度运算的概念图的图。如图 40、图 41 所示,与第 3 实施方式不同地,三维图像处理部 0016 从亮度体数据存储部 0015 输入亮度体数据,不从弹性体数据存储部 1035 输入弹性体数据。三维图像处理部 0016 使用保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据来生成照度体数据,不使用保存于弹性体数据存储部 1035 的弹性体数据来生成照度体数据。弹性体数据保持原样地在投影处理部 0018 中被投影处理。光学特性设定部 0022 对表示相对于所述光源的亮度体数据的光学特性的权重系数进行设定,照度运算部 0023 基于所述光源数据以及所述权重系数,计算与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于计算出的所述照度来生成照度体数据,投影处理部 0018 根据由弹性体数据的弹性值参照的调色板的值

和所述照度体数据来生成三维图像

[0309] 投影处理部 0018 基于照度体数据的照度、由体数据的值（亮度体数据的亮度值或者弹性体数据的弹性值）参照的不透明度、和由弹性体数据的弹性值参照的调色板的值，来生成三维图像。在光源 0302 是三原色的情况下，投影处理部 0018 根据由照度运算部 0023 生成的 3 种照度体数据、保存于亮度体数据存储部 0015 的亮度体数据、和保存于弹性体数据存储部 1035 的弹性体数据来生成三维图像。投影处理部 0018 中的投影处理如下述的式 (13) ~ (15) 所示，基于每个体素的 RGB 值 ($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ ，来生成三维图像。这里，每个体素的 RGB 值 ($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$) 是参照每个波长的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 中的体素值和由弹性体数据的弹性值参照的调色板的值 (RGB 值) 的任意一个而代入的值。通过将每个体素的 RGB 值 ($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$)、根据不透明度 $\alpha[i]$ 求出的不透明度项、梯度值 $S[i]$ 的值相乘，并在视线方向上进行累计，来生成三维图像。式中的“k”表示视线方向的体素坐标。视线方向被设定为通过操作部 0004，经由控制部 0003 来观察超声波图像的方向。

[0310] 这里，期望每个体素的 RGB 值 ($r[k]$ 、 $g[k]$ 、 $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 是基于阈值（例如，亮度阈值 $d1$ 或者弹性阈值 $d2$ ），根据由亮度体数据以及弹性体数据的任意一个参照的不透明度、亮度梯度体数据以及弹性梯度体数据的任意一个的梯度值来设定的。不透明度 $\alpha[i]$ 以及梯度值 $S[i]$ 的设定按照每个体素来进行。例如，在视线方向第 i 个体素，在与被参照的坐标相应的亮度体数据的亮度值是亮度阈值 $d1$ 以上的情况下，由亮度体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和亮度梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。此外，在视线方向第 i 个体素，在与被参照的坐标相应的弹性体数据的弹性值是弹性阈值 $d2$ 以上的情况下，由弹性体数据参照的不透明度 $\alpha[i]$ 和弹性梯度体数据的梯度值 $S[i]$ 被设定。

$$[0311] \quad \text{OUT_R}[K] = \sum_{k=0:K} ((r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (13)$$

$$[0312] \quad \text{OUT_G}[K] = \sum_{k=0:K} ((g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (14)$$

$$[0313] \quad \text{OUT_B}[K] = \sum_{k=0:K} ((b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0:k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (15)$$

[0314] 由投影处理部 0018 生成的三维图像由图像合成部 0017 配置在与任意的断面图像相同的画面上，并由显示部 0009 进行显示。

[0315] 这样，通过在加入了光的行为的逼真的三维图像重叠由弹性体数据的弹性值参照的调色板的颜色，能够生成能够同时观察逼真的形态信息以及功能信息（弹性信息）的三维图像，能够提高超声波检查的精度。

[0316] 此外，虽然在第 2 实施方式中体数据是亮度体数据以及血流体数据，在第 3 实施方式中体数据是亮度体数据以及弹性体数据，但体数据也可以是亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少 2 个体数据。在该情况下，光学特性设定部 0022 也可以根据亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个和距离所述对象物的表面的距离，来设定所述权重系数。此外，光学特性设定部 0022 也可以根据亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少 2 个，来设定所述权重系数。此外，光学特性设定部 0022 还可以根据亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个和距离所述对象物的表面的距离，来设定所述权重系数。

[0317] 产业上的可利用性

[0318] 本发明作为在组织中或者不同的组织间表现出基于光的散射、吸收等的相互作用

而生成提高了真实性的三维图像的超声波诊断装置以及超声波三维图像生成方法是有用的。

[0319] - 符号说明 -

- [0320] 0001 超声波诊断装置
- [0321] 0002 超声波探头
- [0322] 0003 控制部
- [0323] 0004 操作部
- [0324] 0005 发送部
- [0325] 0006 接收部
- [0326] 0007 收发控制部
- [0327] 0008 调相相加部
- [0328] 0009 显示部
- [0329] 0011 亮度信息运算部
- [0330] 0012 三维亮度数据存储部
- [0331] 0013、0033、1033 任意断面图像生成部
- [0332] 0014、0034、1034 三维坐标变换部
- [0333] 0015 亮度体数据存储部
- [0334] 0016 三维图像处理部
- [0335] 0017 图像合成部
- [0336] 0018 投影处理部
- [0337] 0019、0039、1039 梯度运算部
- [0338] 0021 光源信息设定部
- [0339] 0022 光学特性设定部
- [0340] 0023 照度运算部
- [0341] 0031 血流信息运算部
- [0342] 0032 三维血流数据存储部
- [0343] 0035 血流体数据存储部
- [0344] 0080 照度修正部
- [0345] 0081 修正光学特性设定部
- [0346] 0082 修正光源信息设定部
- [0347] 0401 照度体数据存储部
- [0348] 0402 光源数据保持部
- [0349] 0403 二维卷积处理部
- [0350] 0404、1001 加权相加部
- [0351] 1002 修正照度体数据存储部
- [0352] 1031 弹性信息运算部
- [0353] 1032 三维弹性数据存储部
- [0354] 1035 弹性体数据存储部

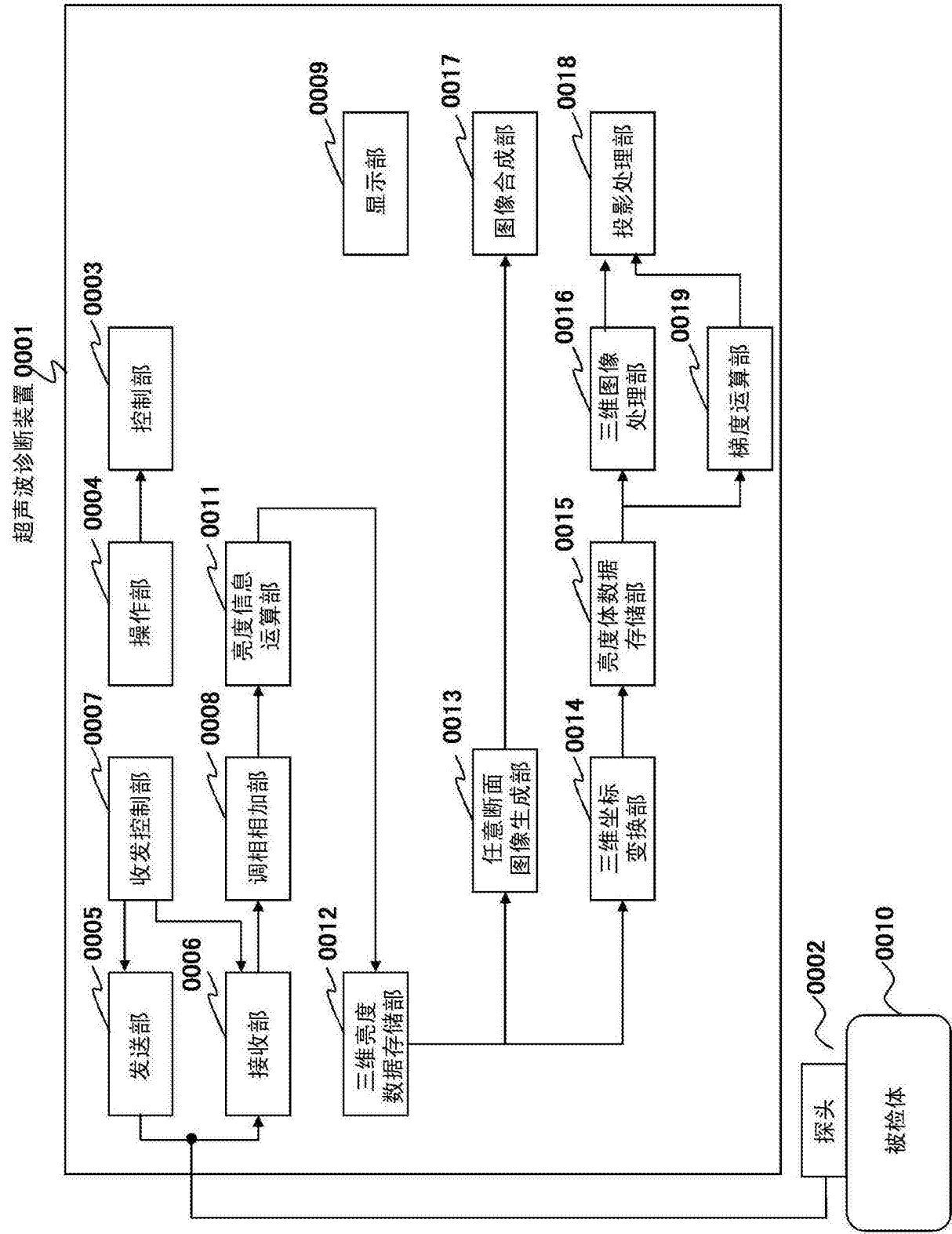


图 1

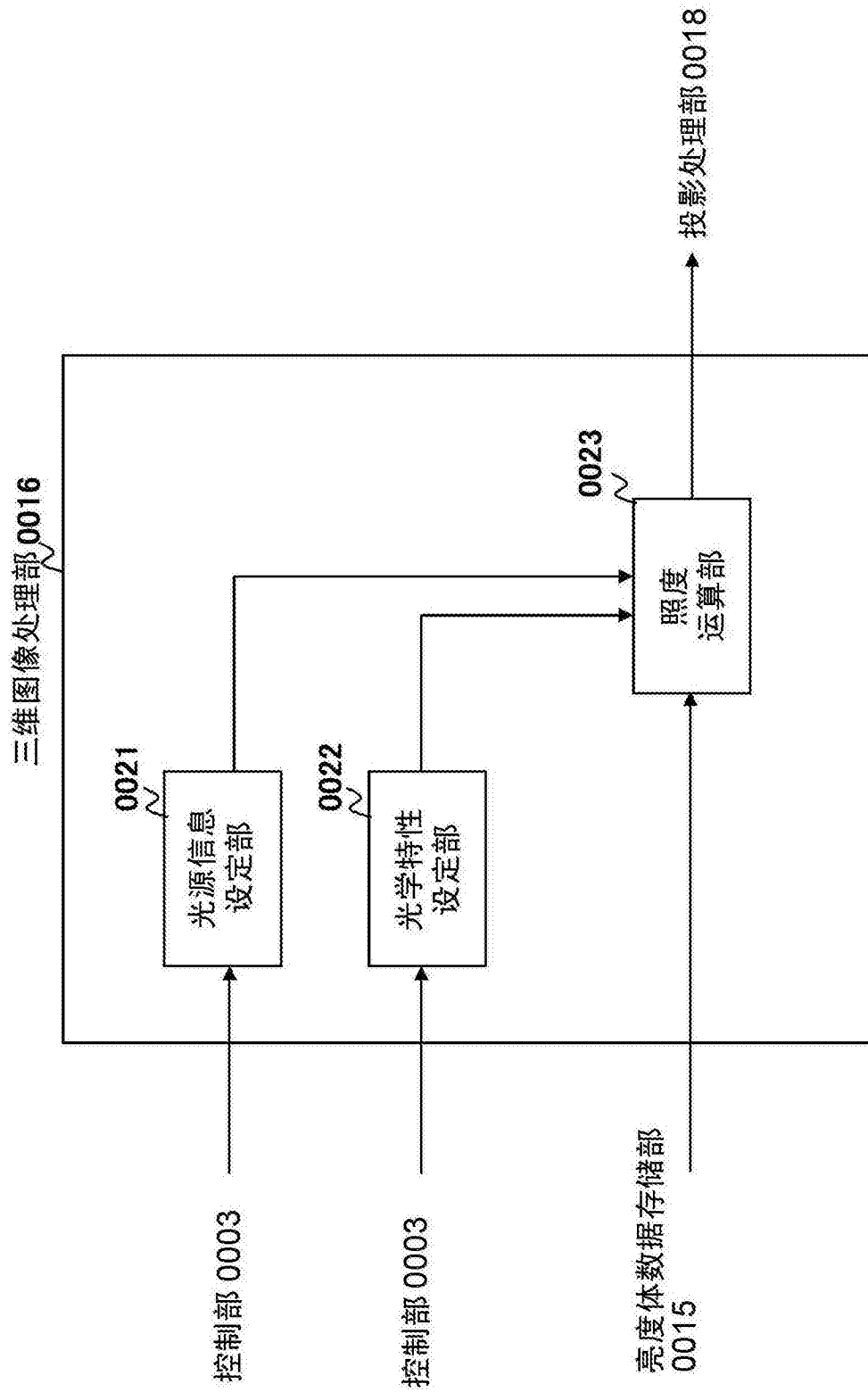


图 2

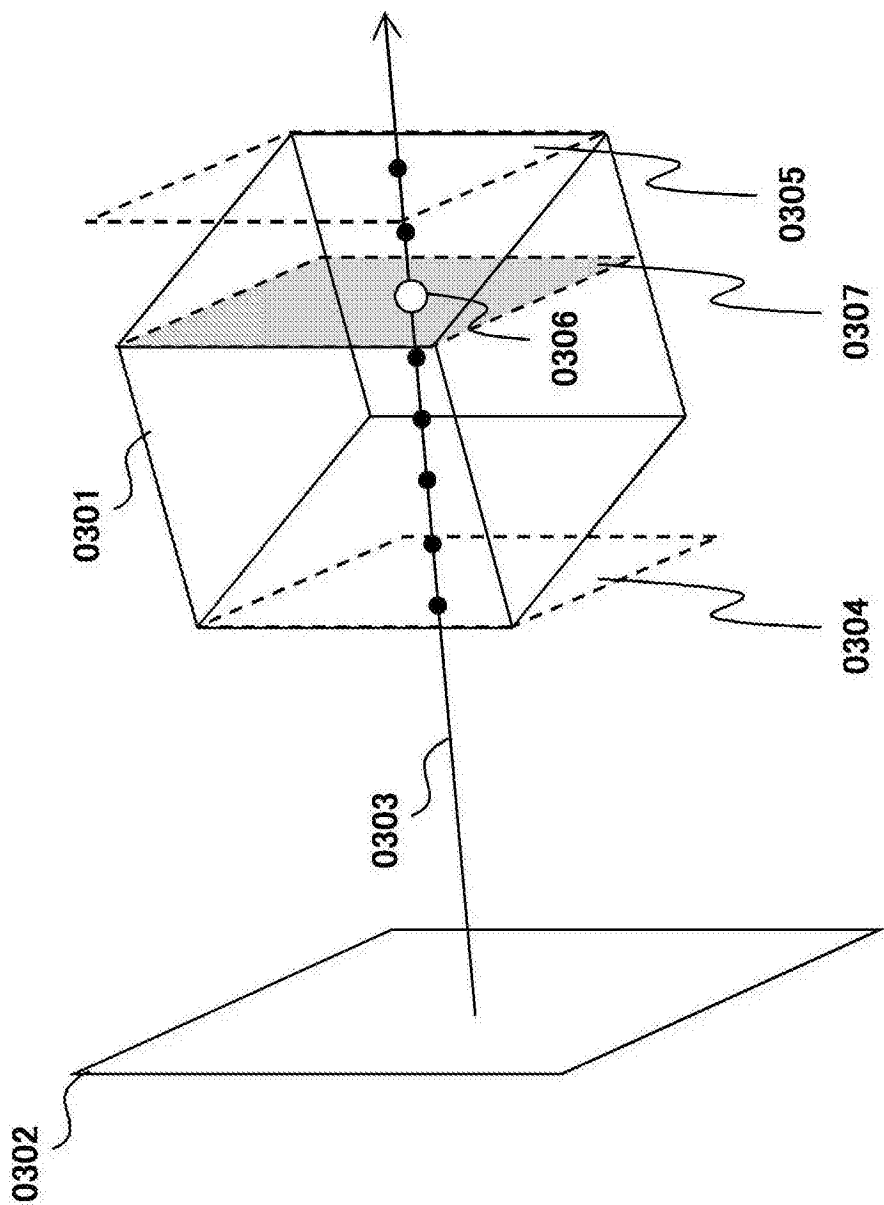


图 3

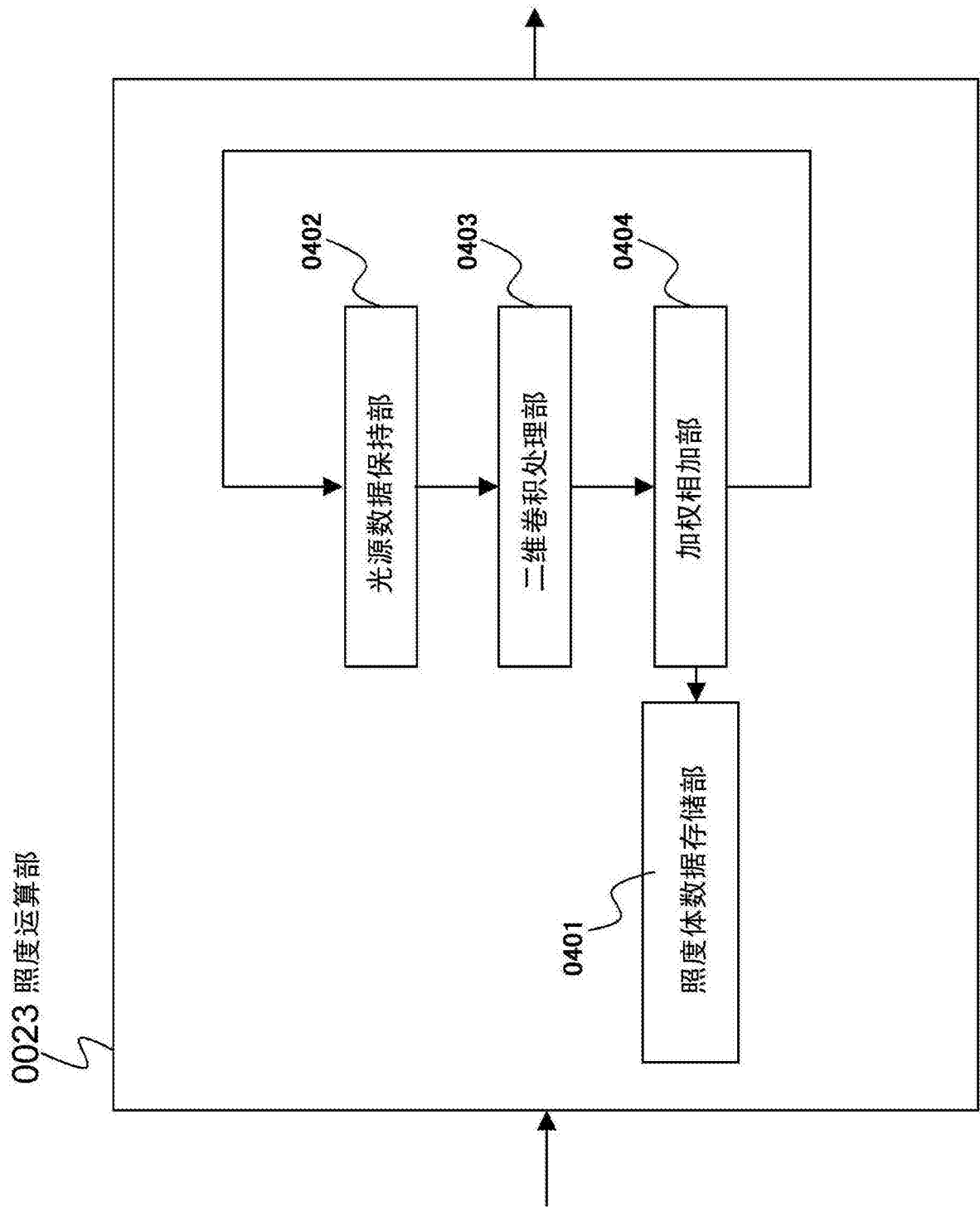


图 4

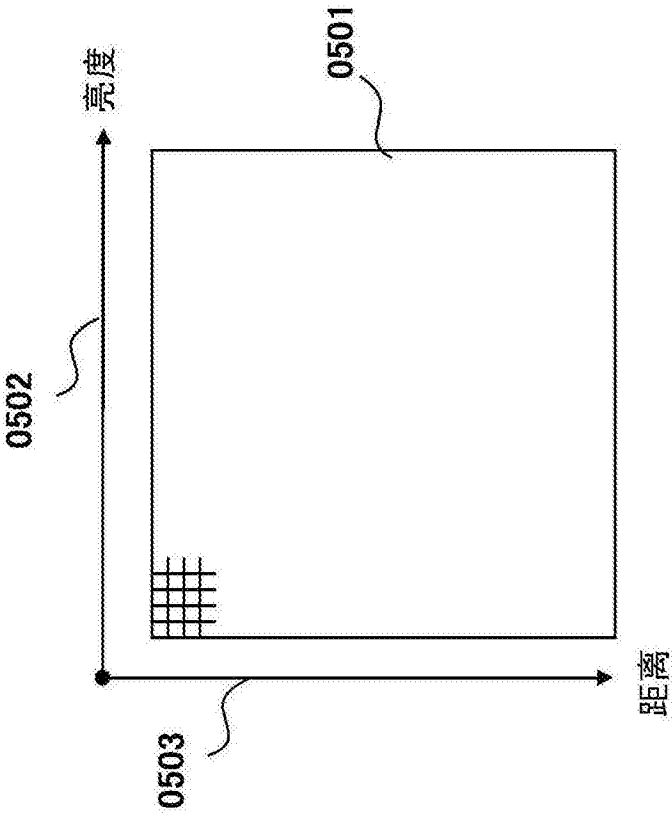


图 5

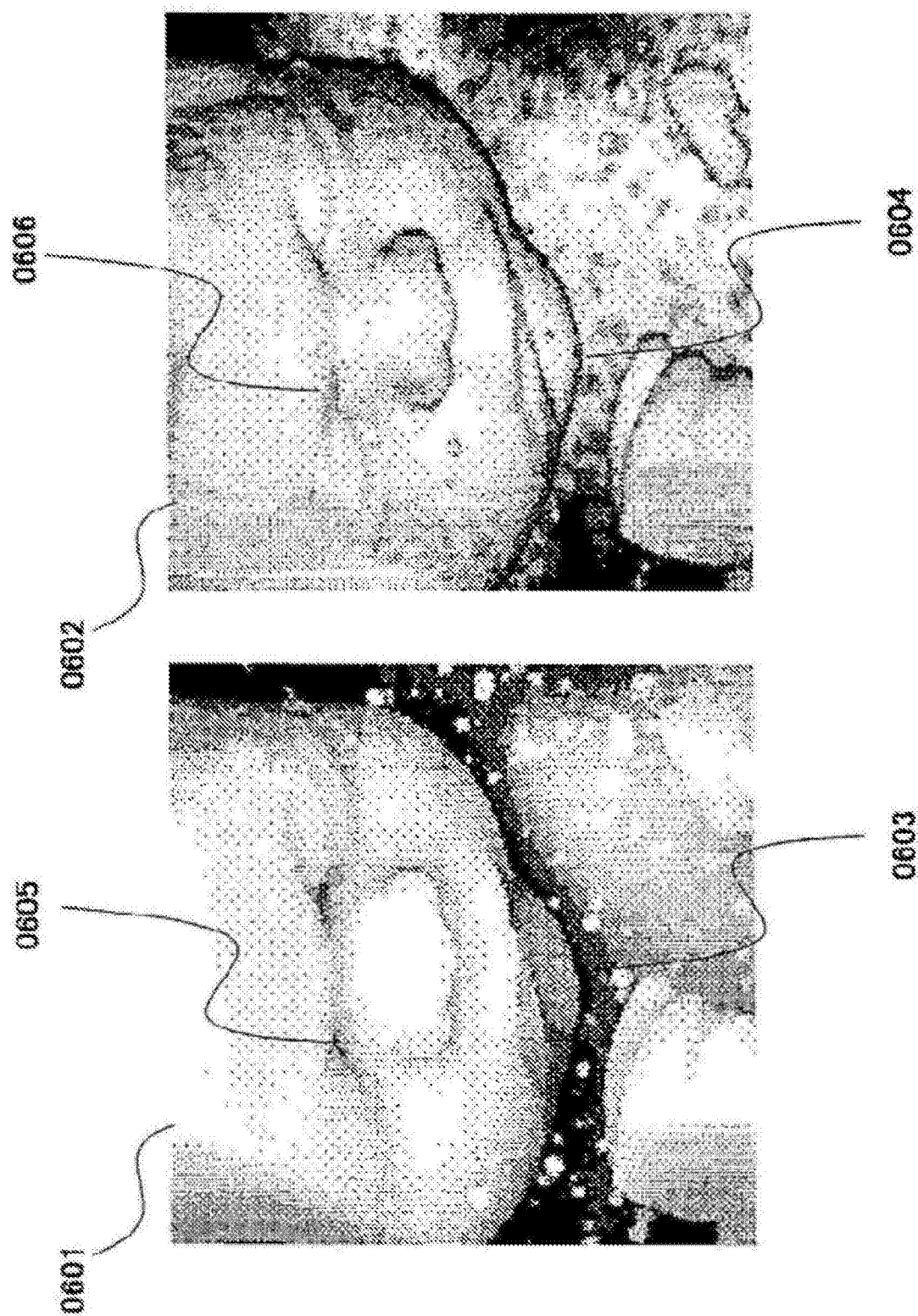


图 6

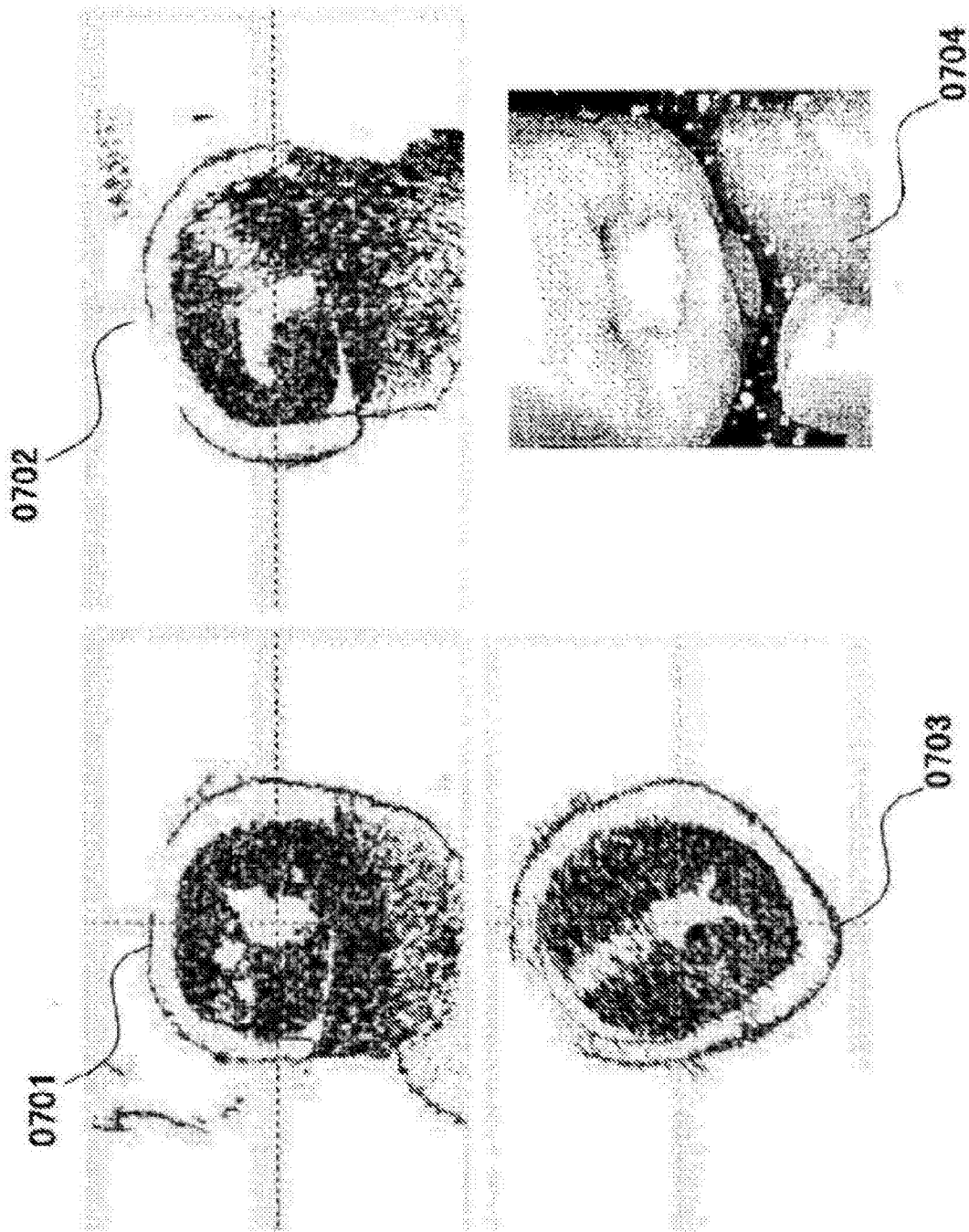


图 7

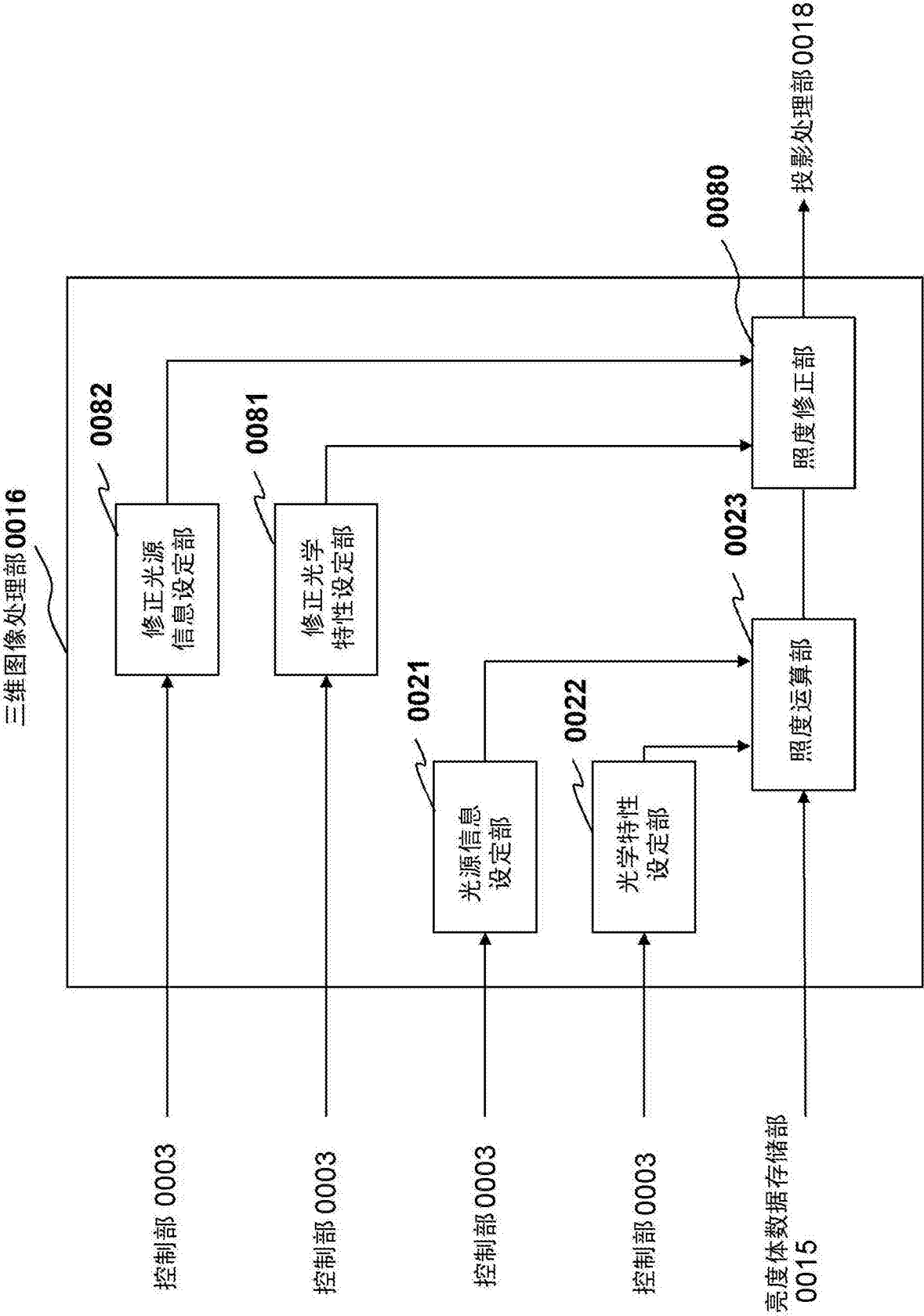


图 8

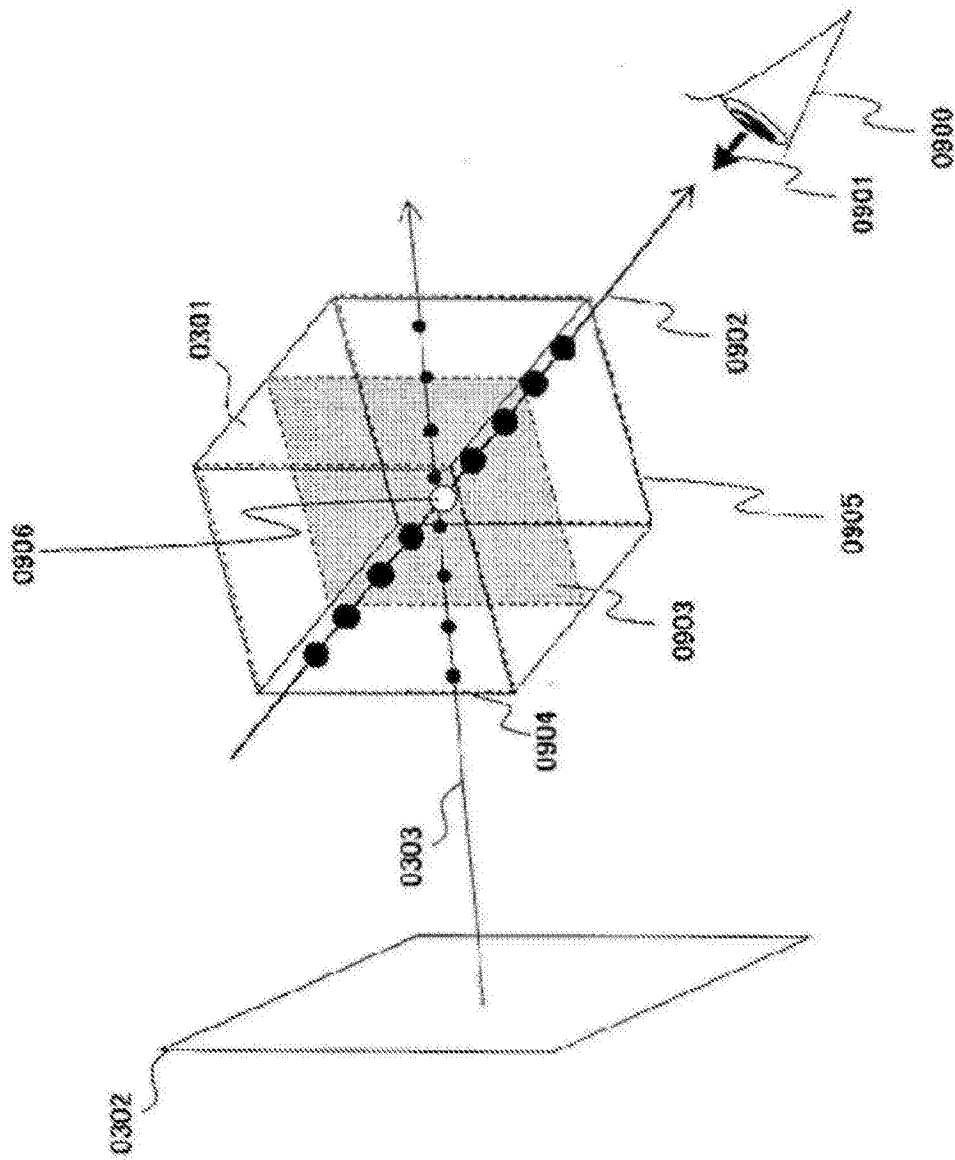


图 9

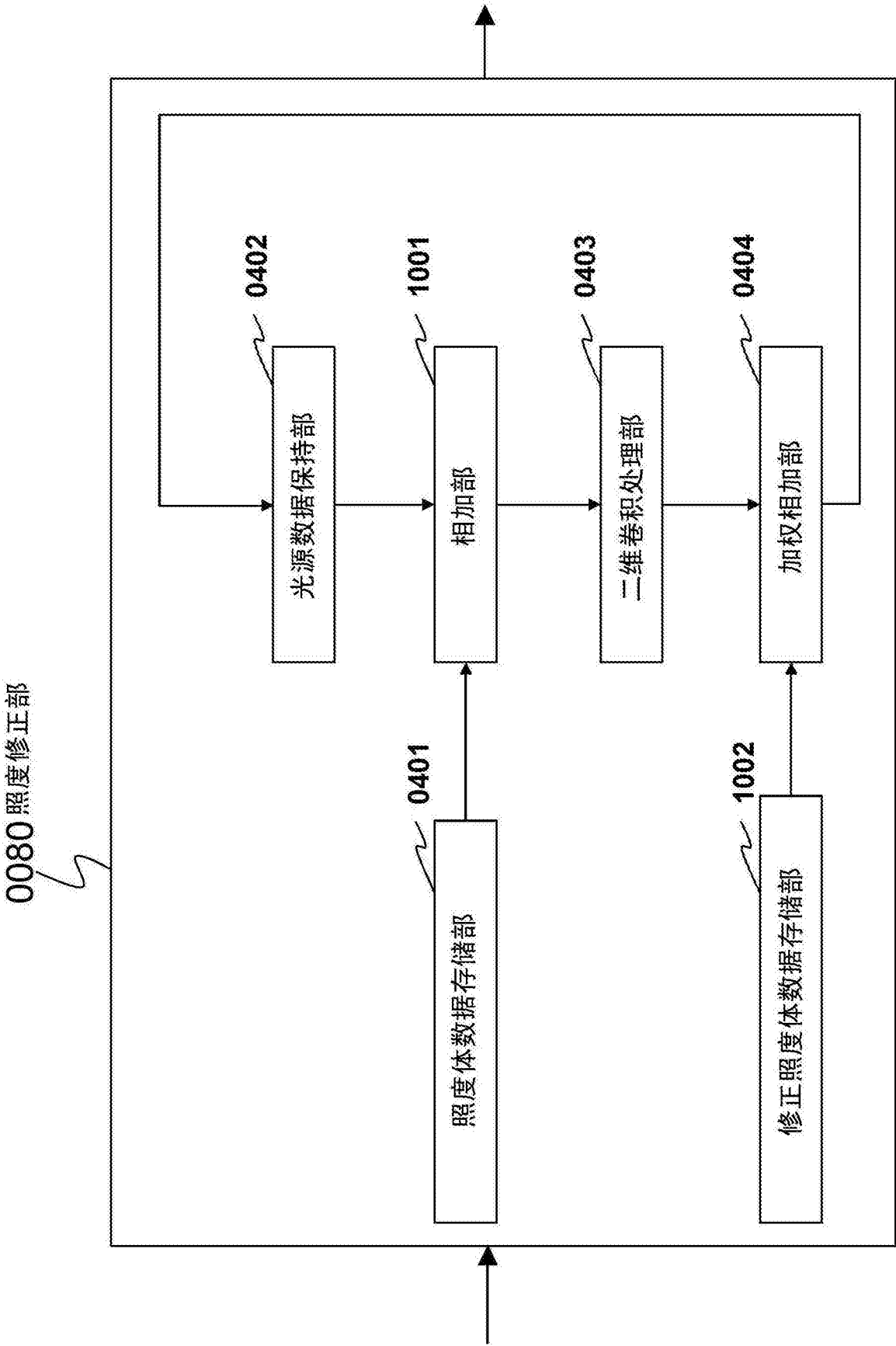


图 10

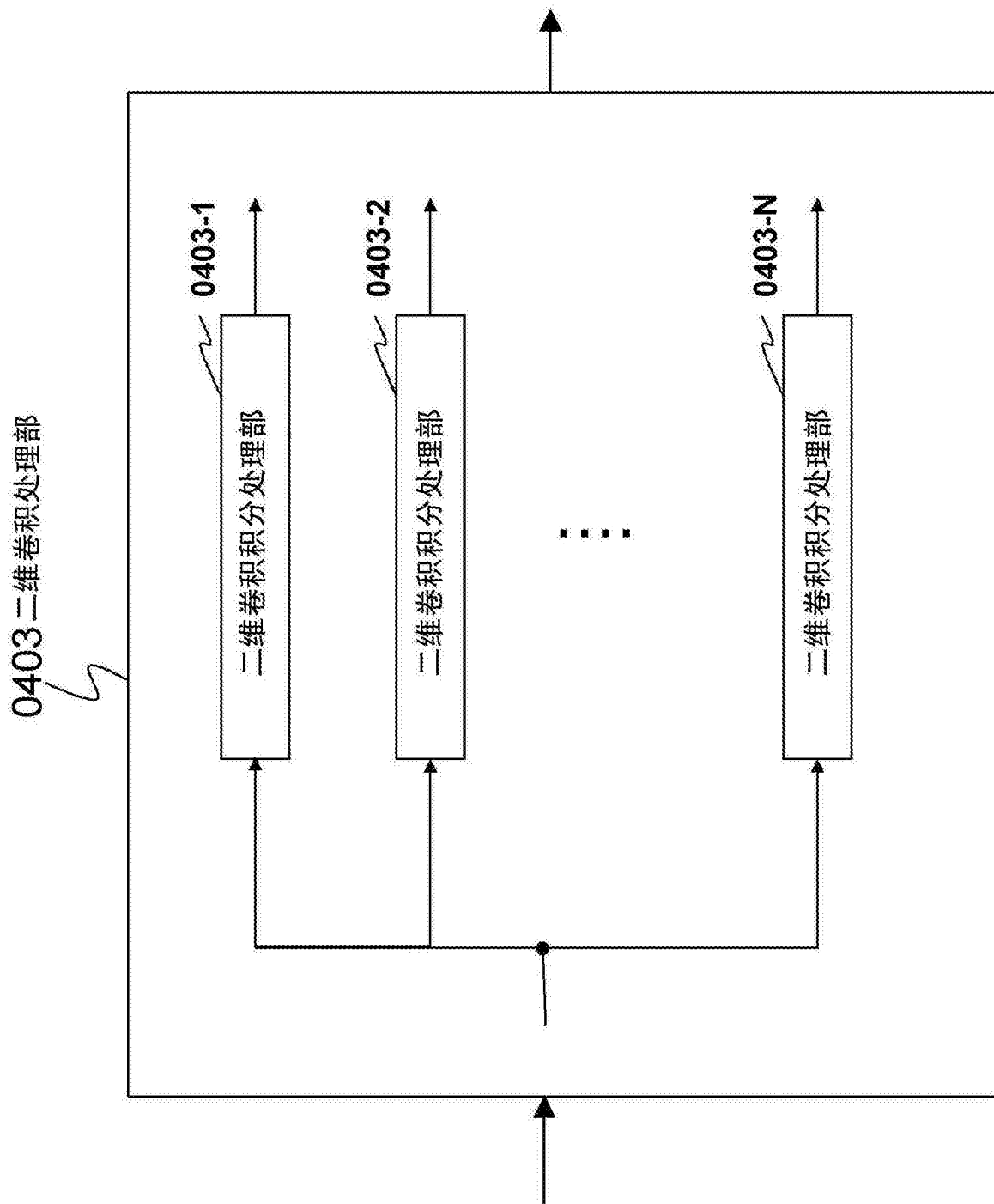


图 11

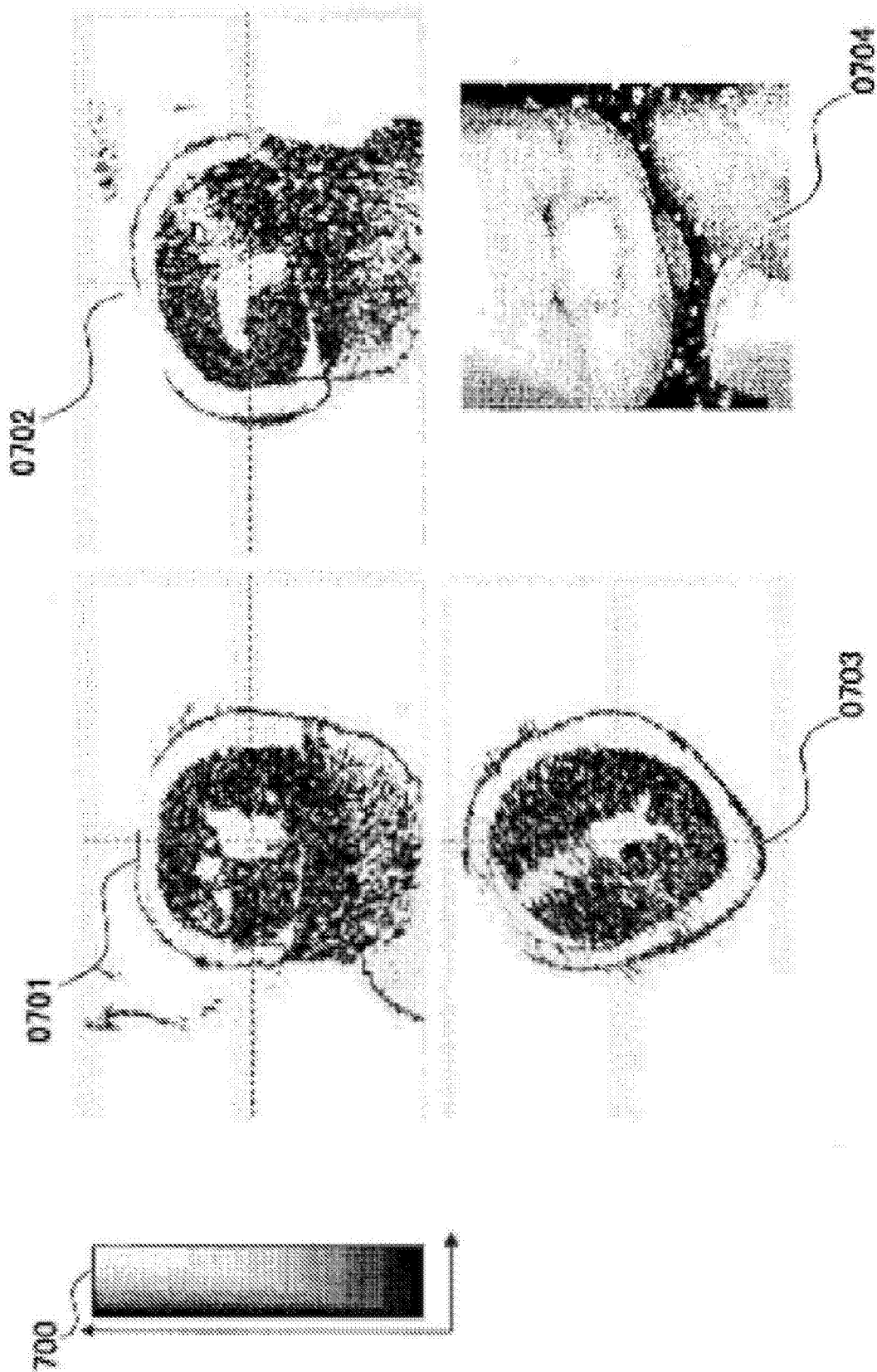


图 12

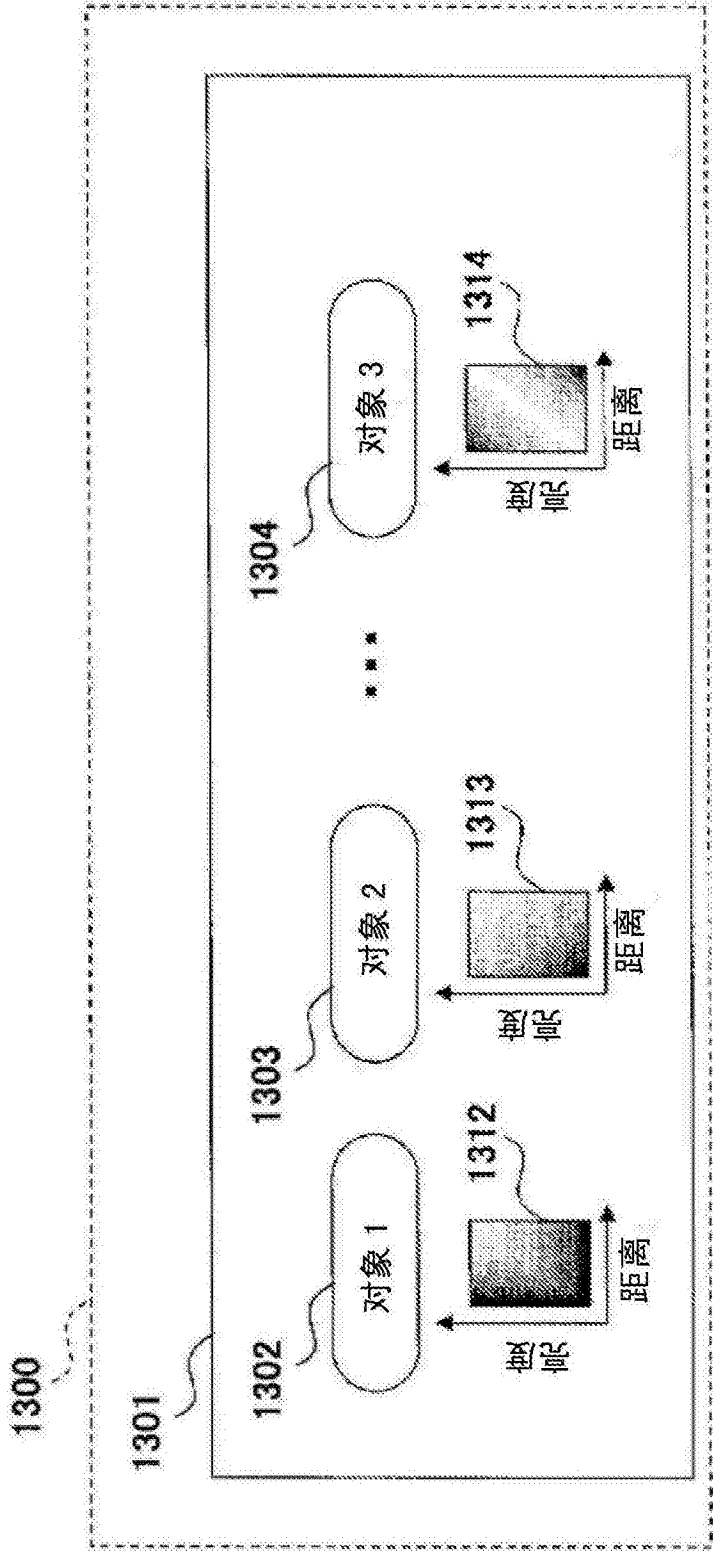


图 13

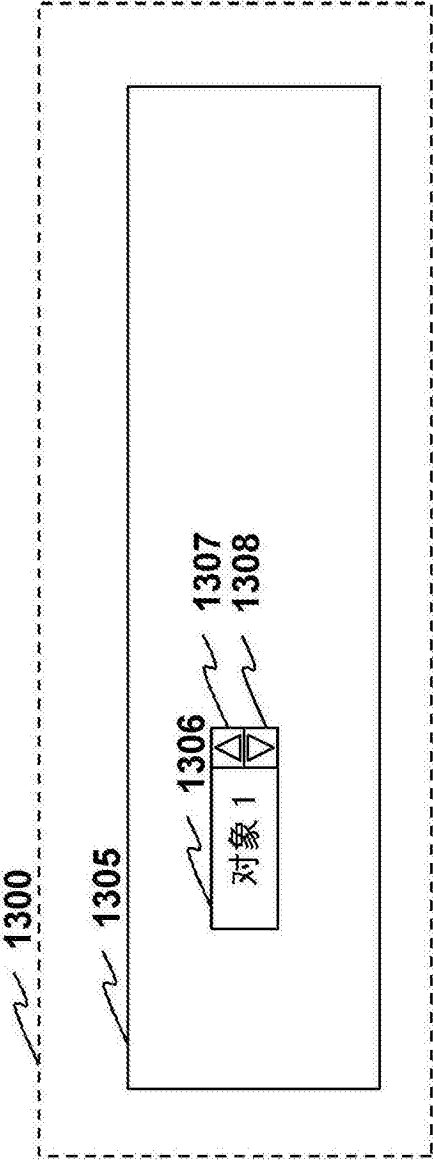


图 14

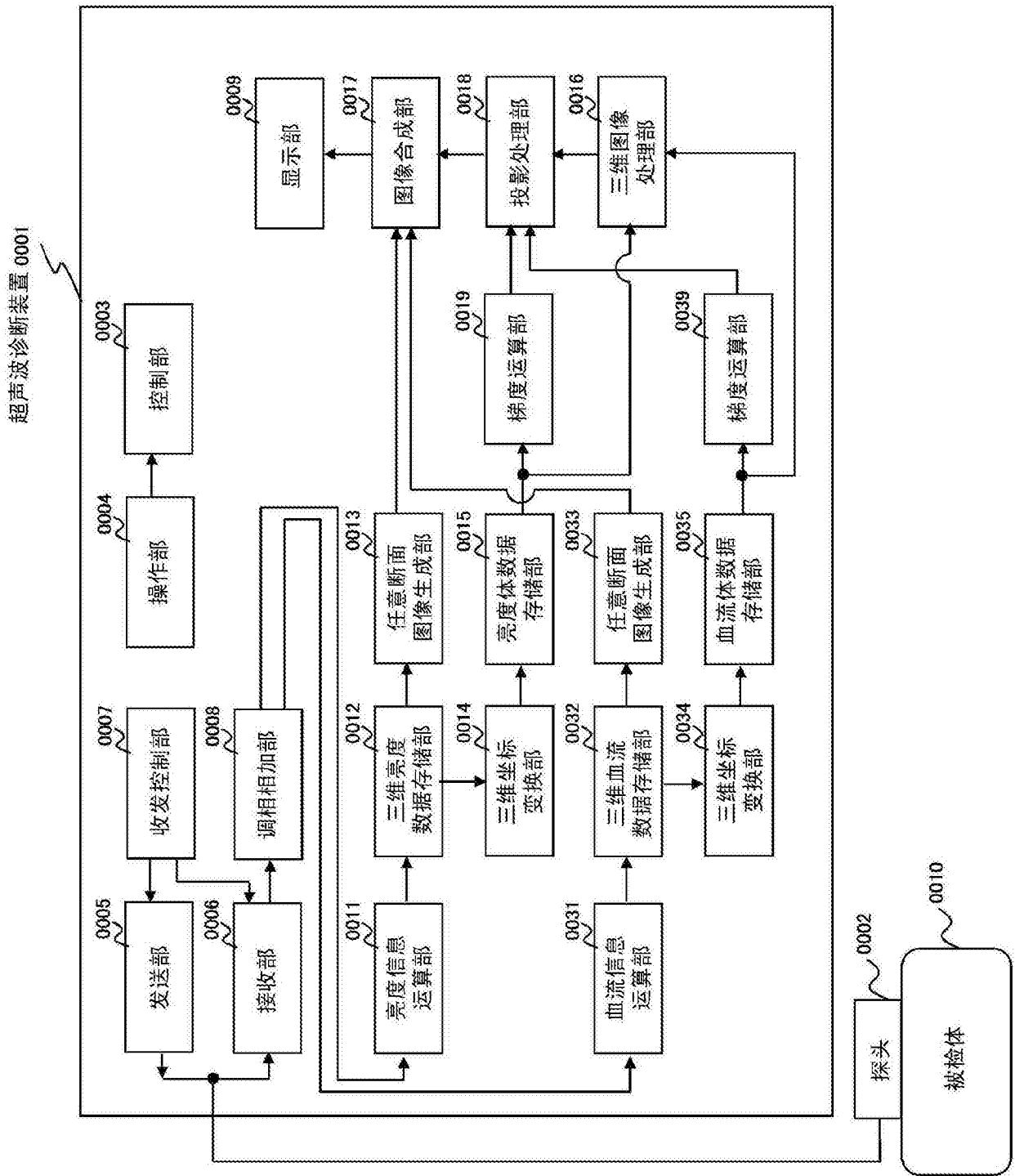


图 15

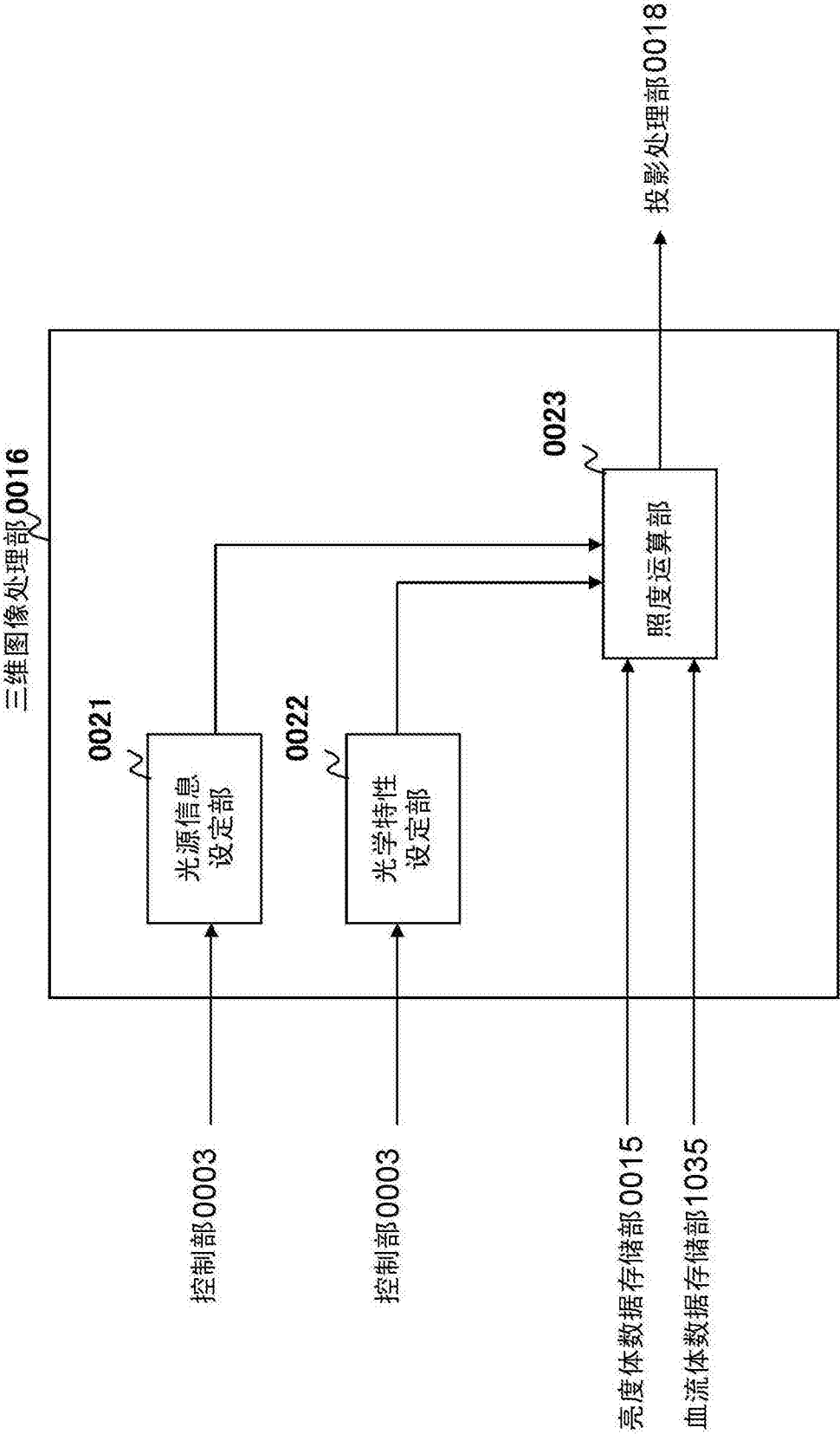


图 16

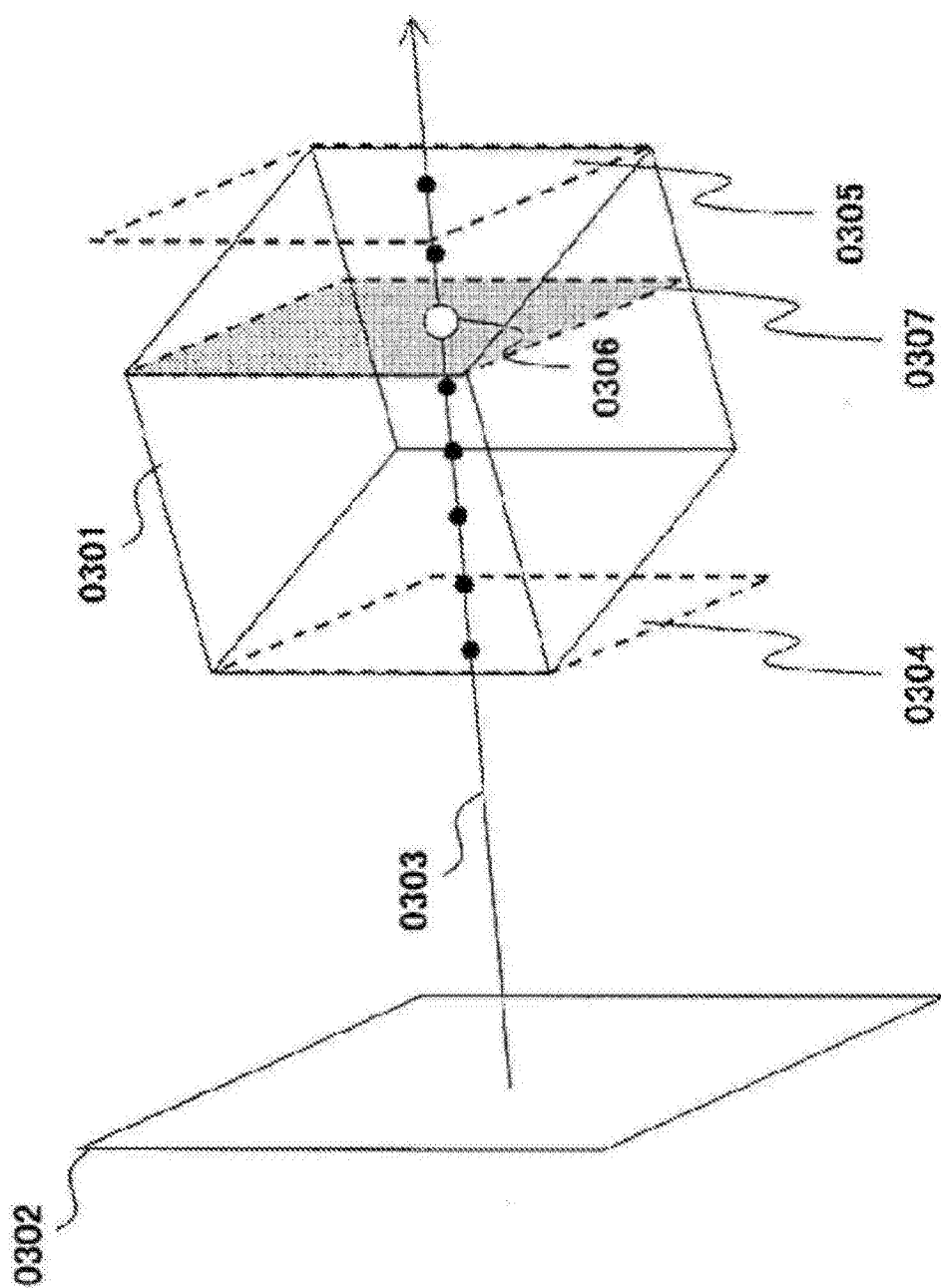


图 17

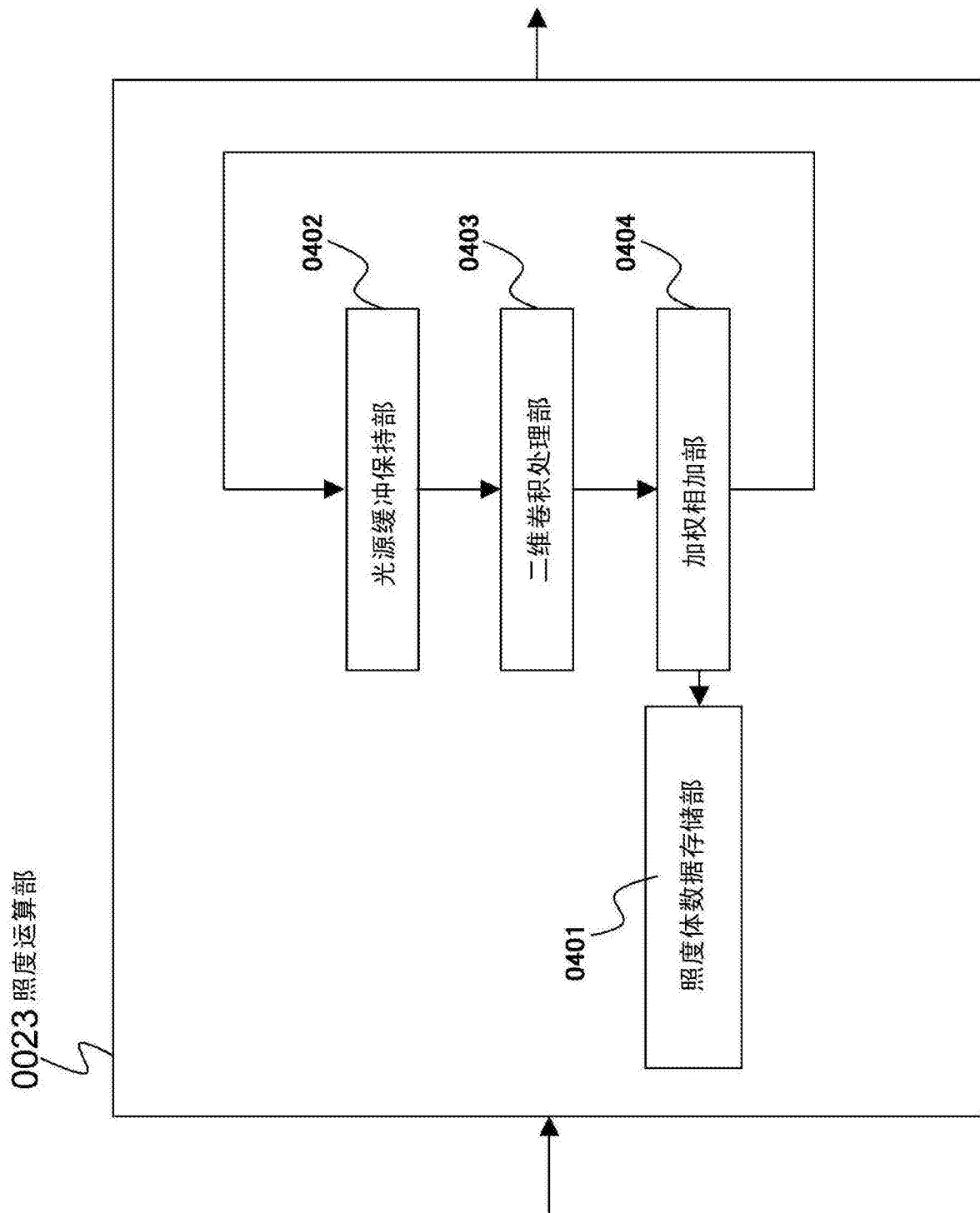


图 18

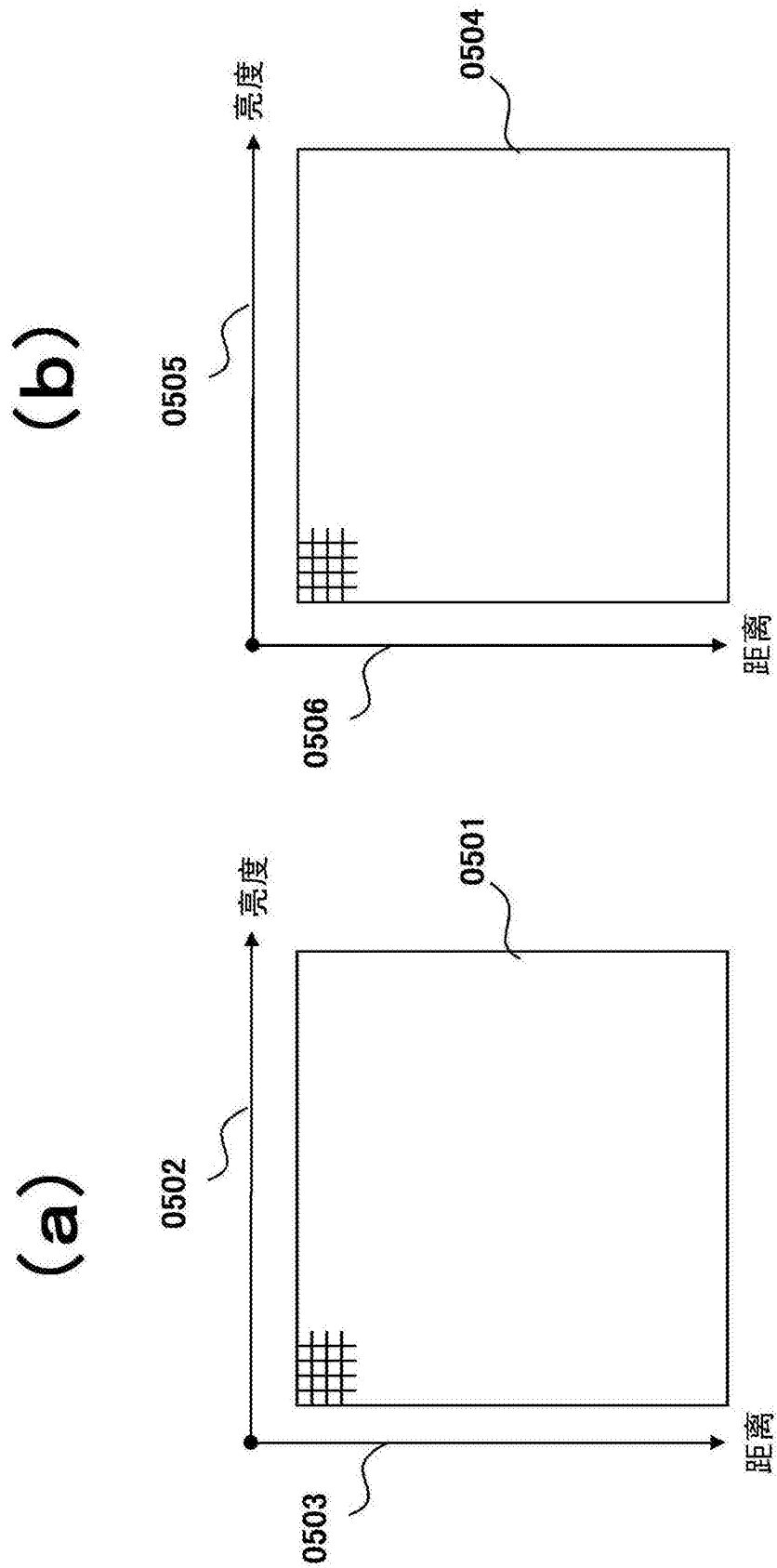


图 19

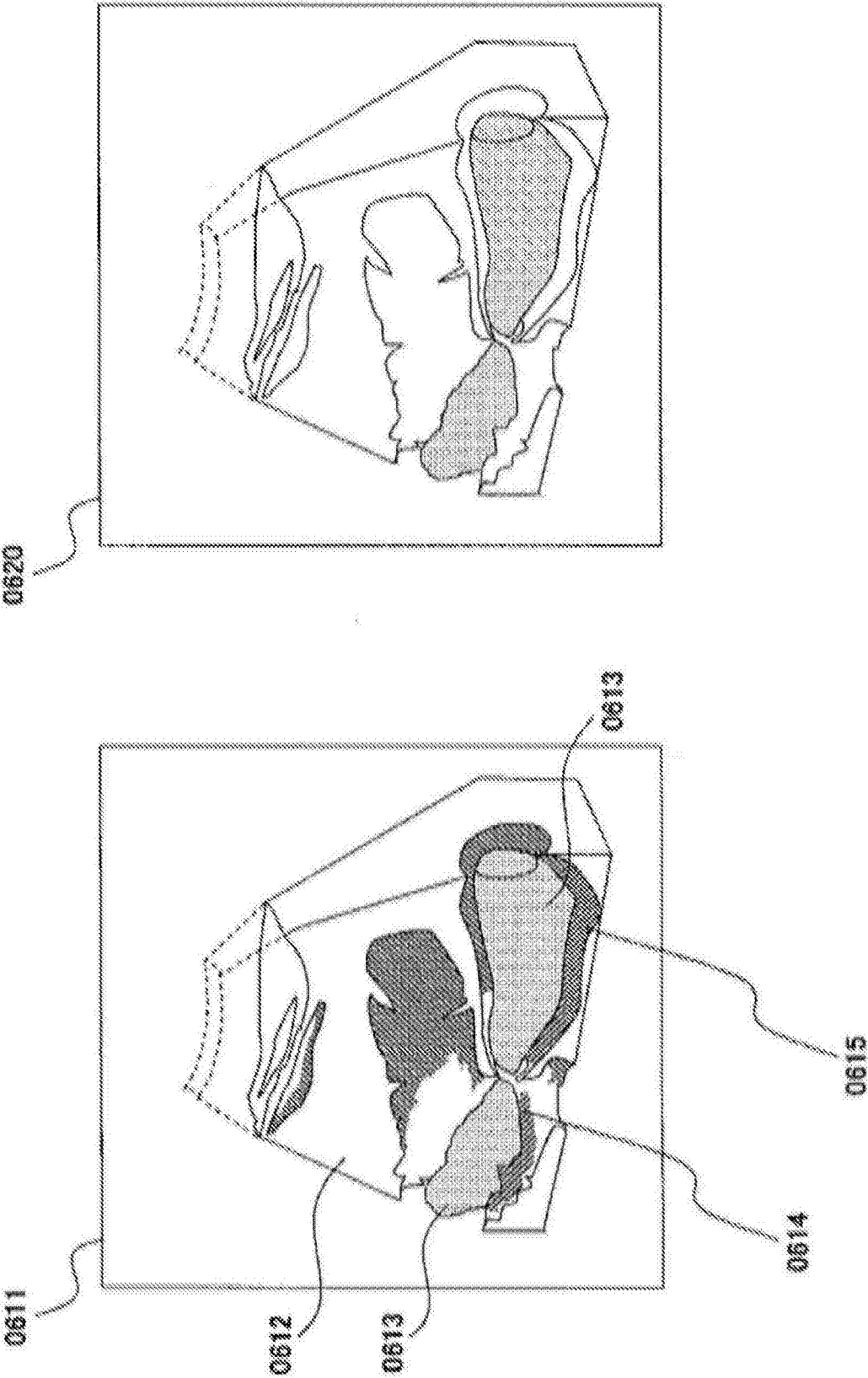


图 20

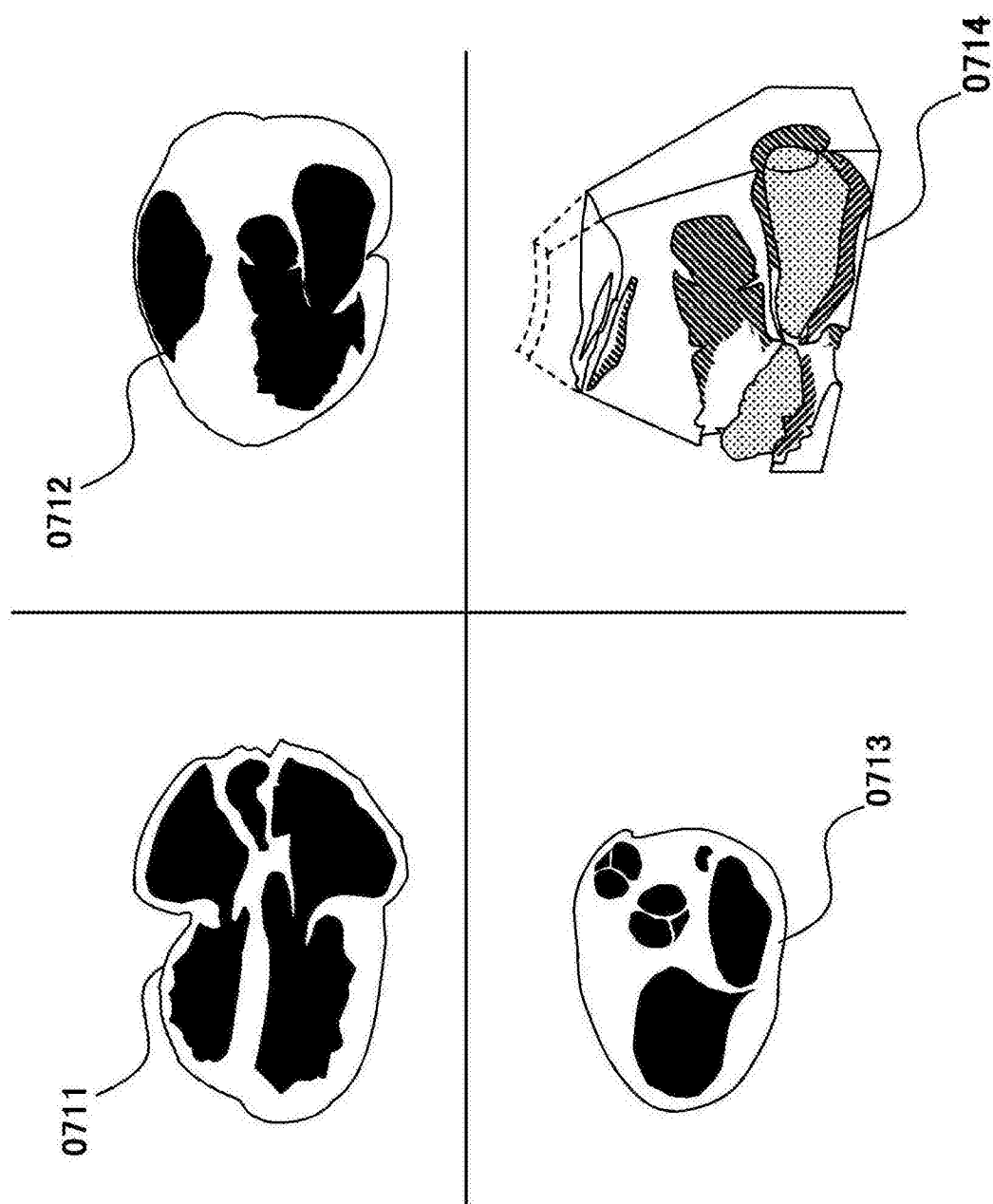


图 21

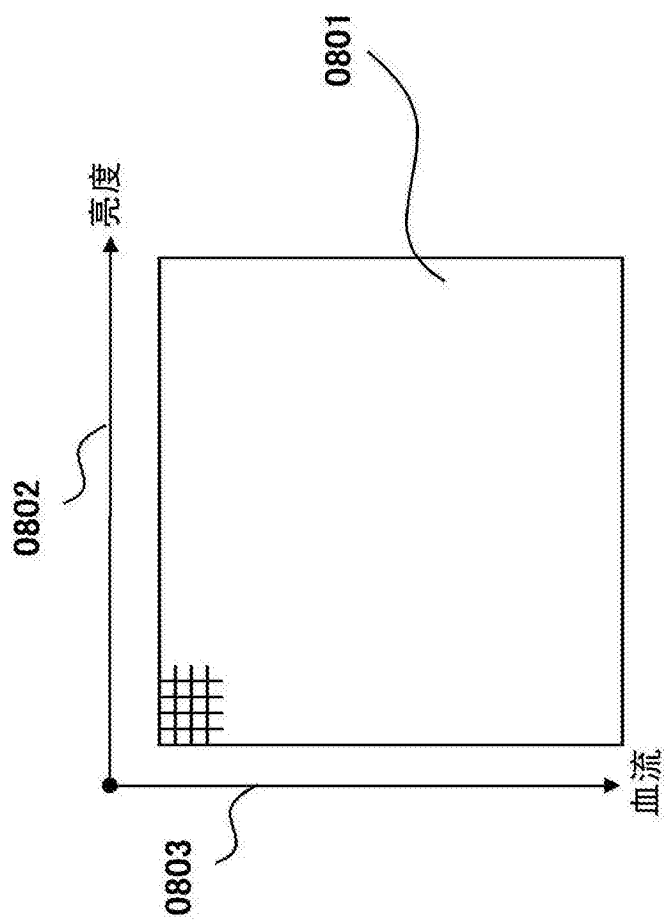


图 22

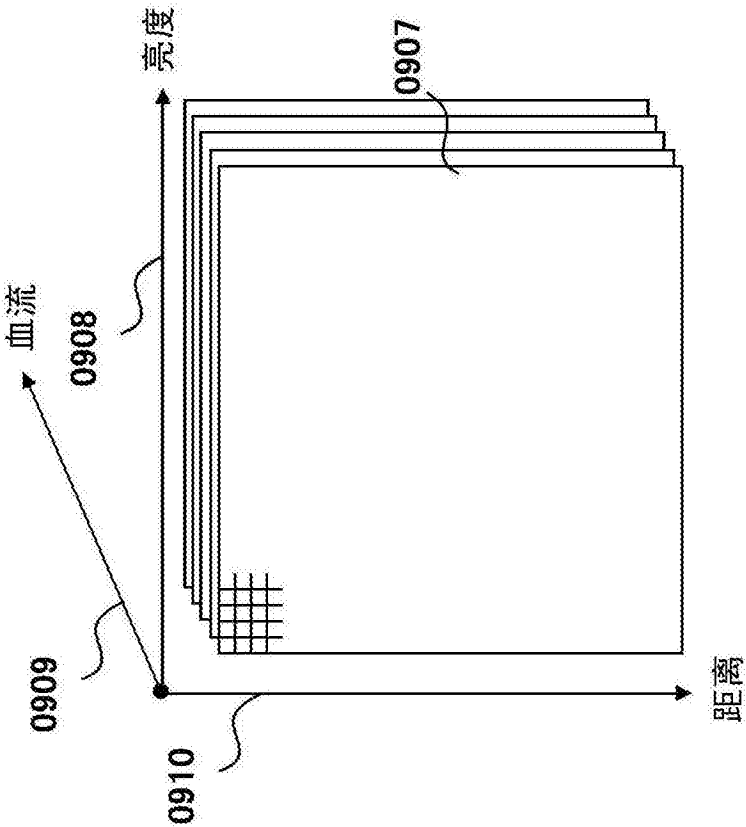


图 23

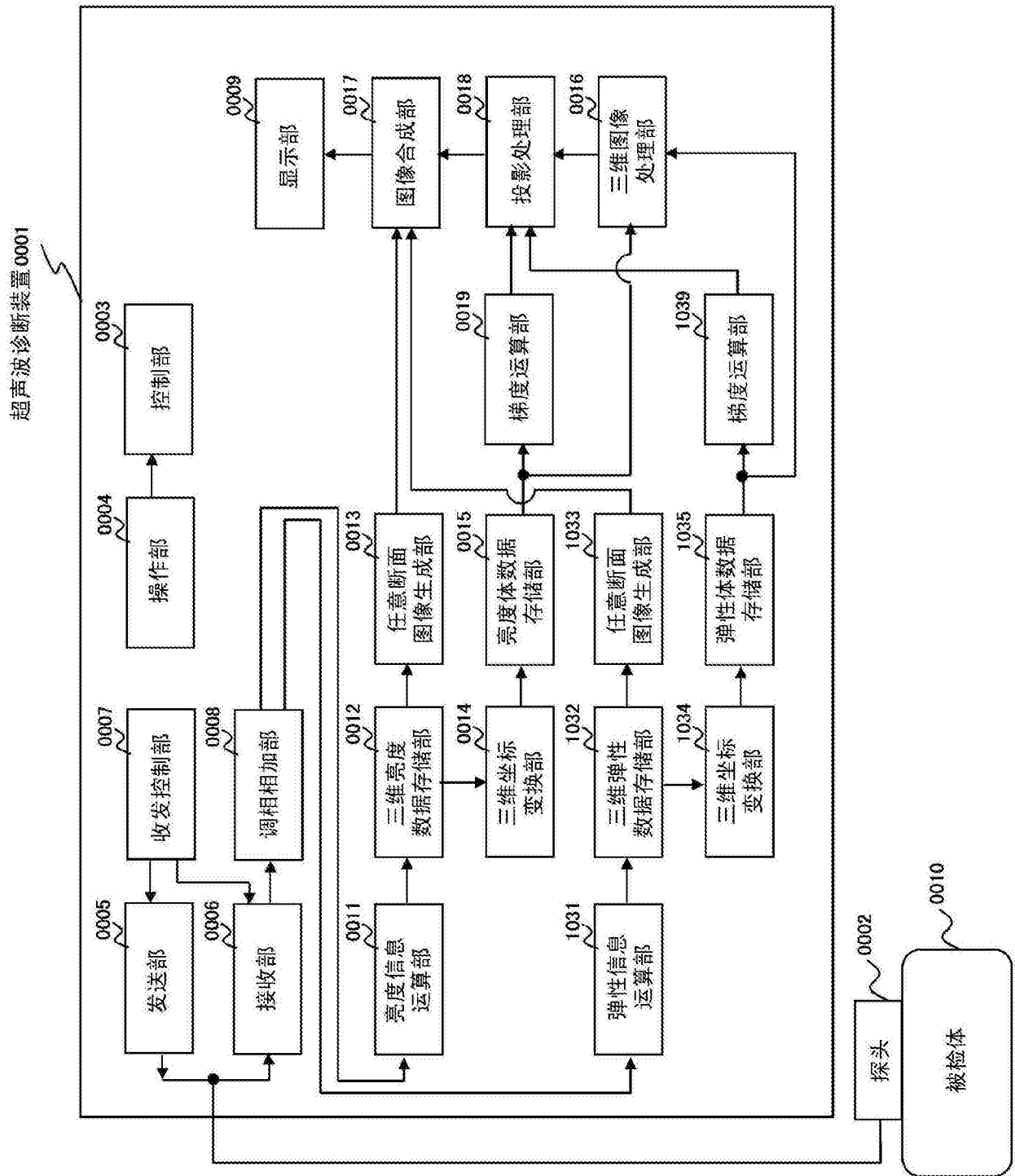


图 24

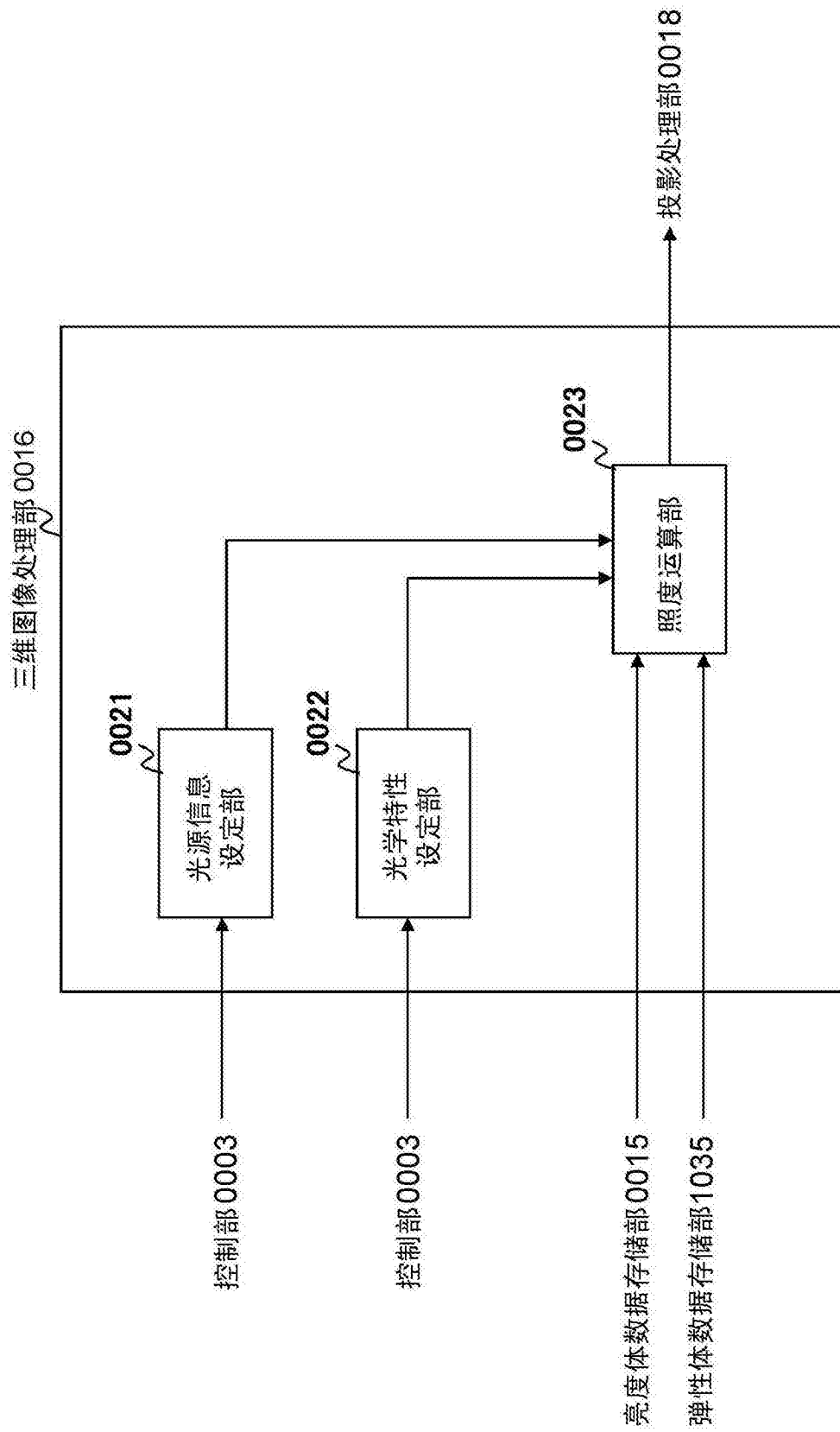


图 25

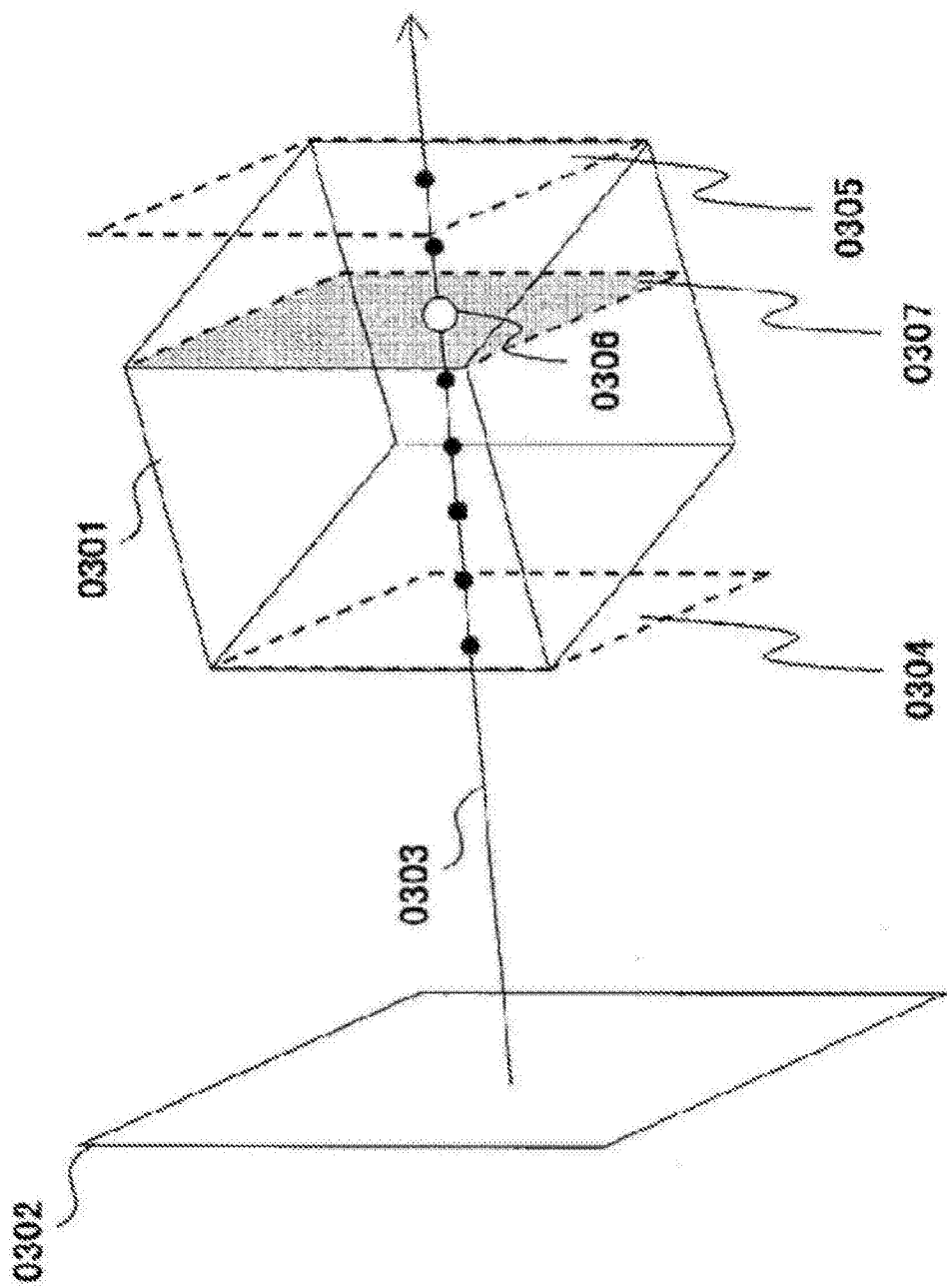


图 26

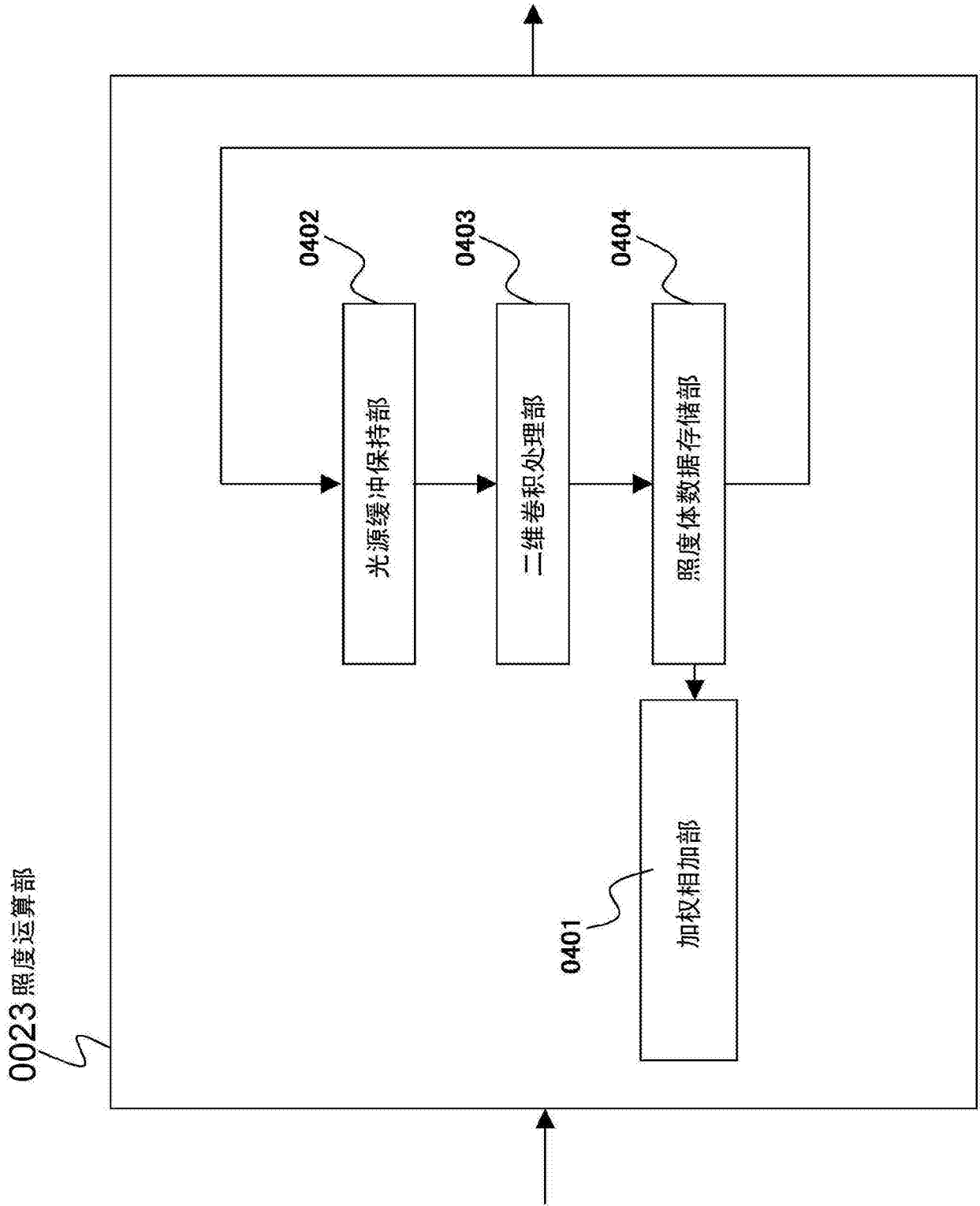


图 27

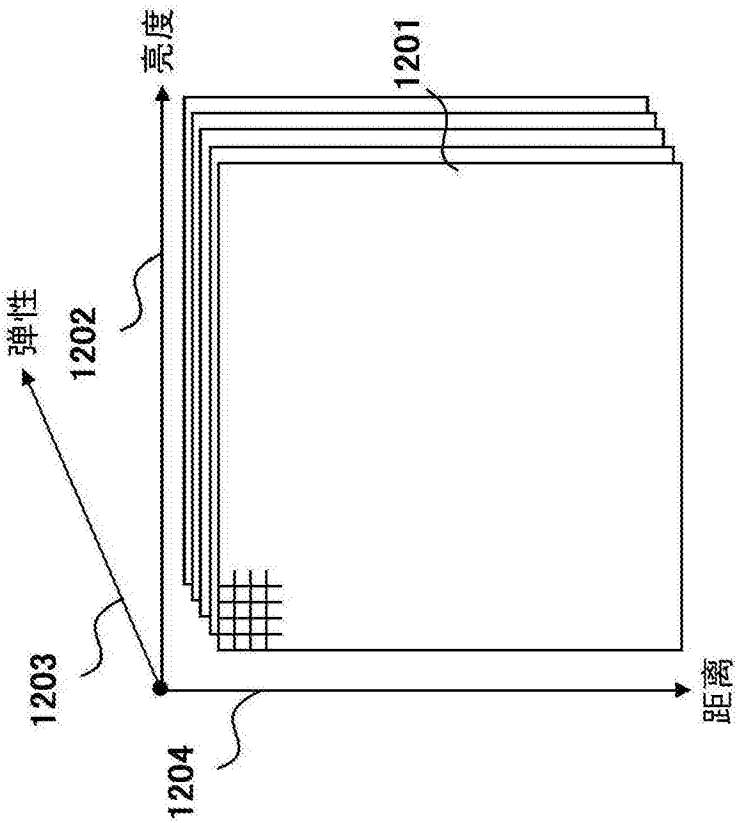


图 28

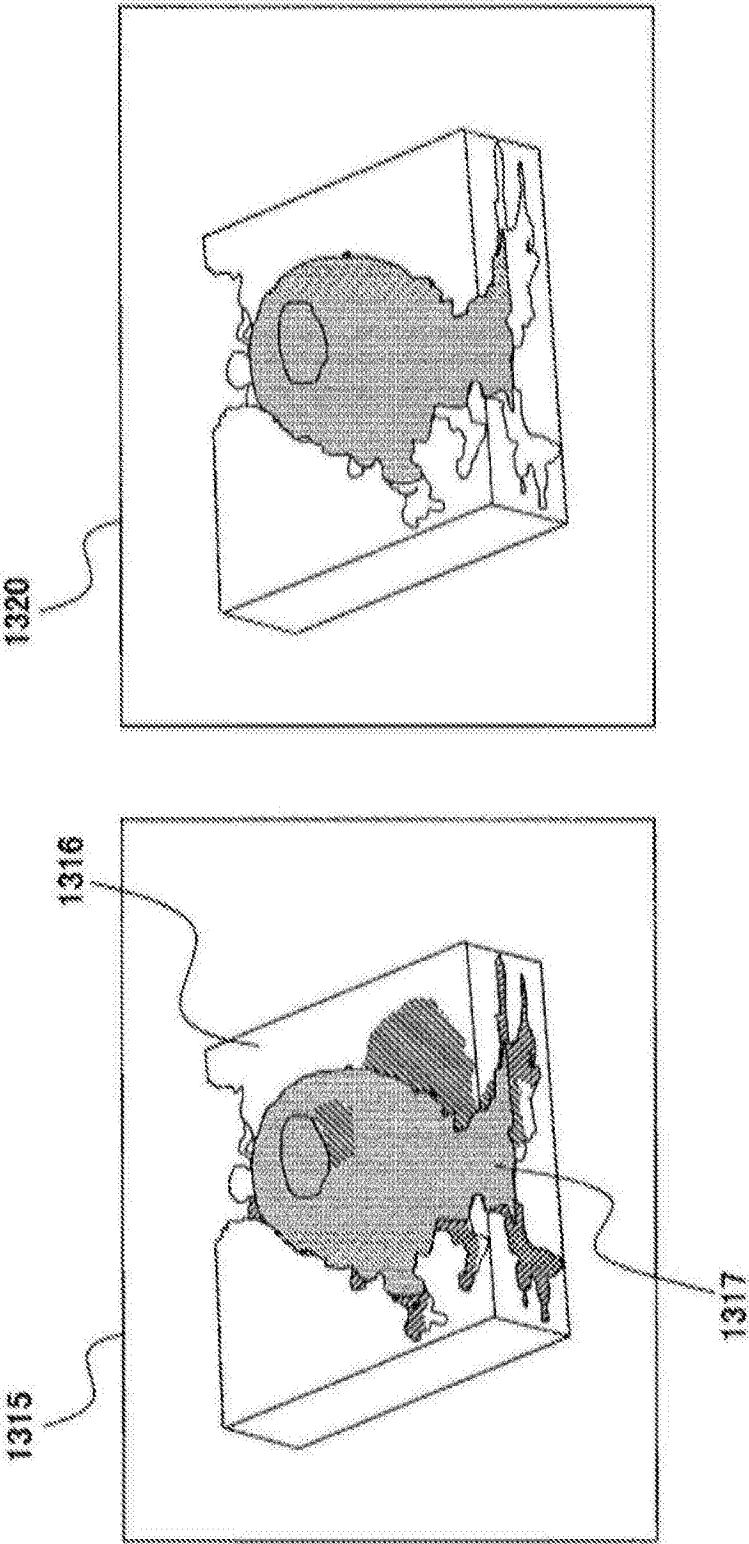


图 29

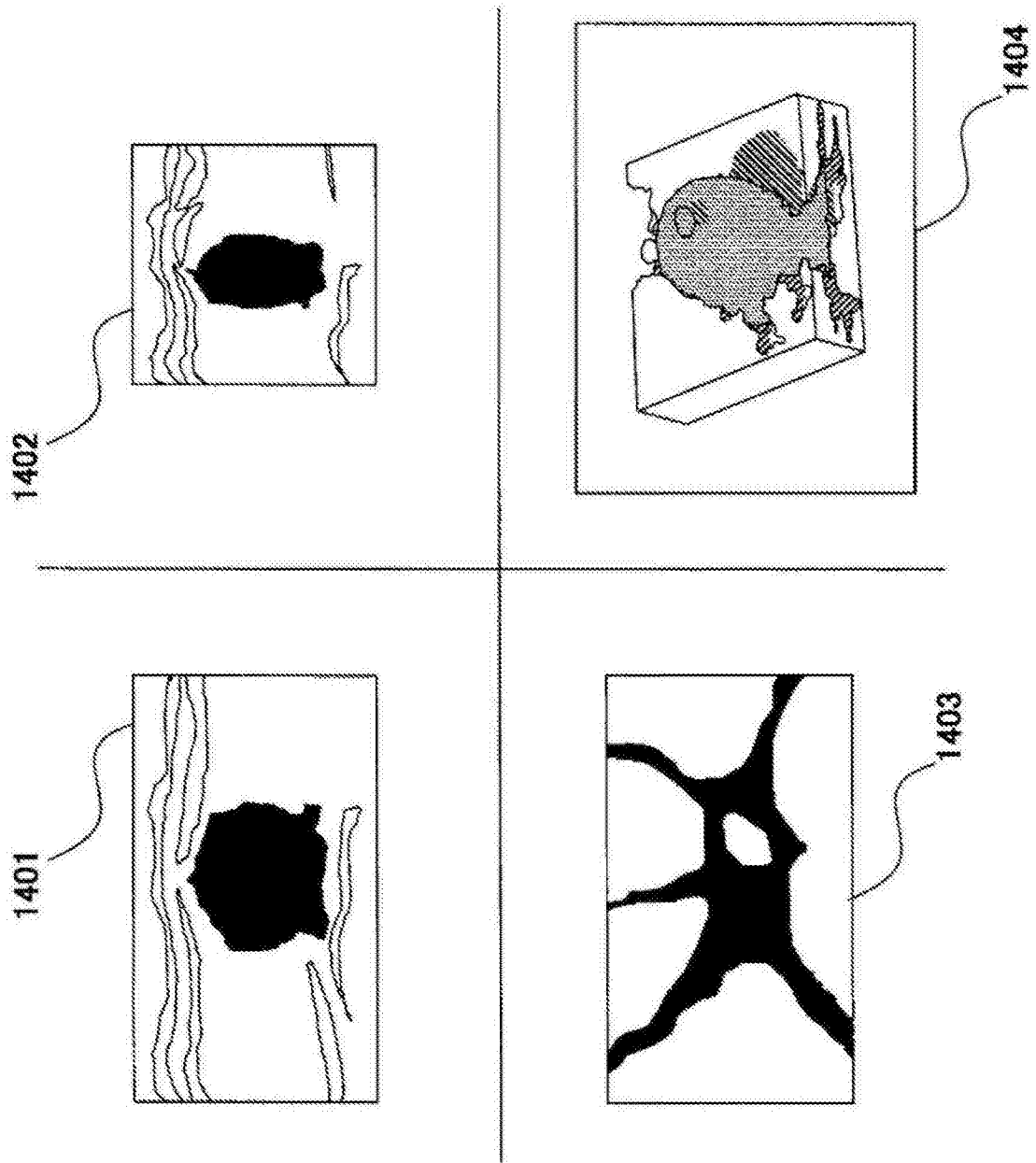


图 30

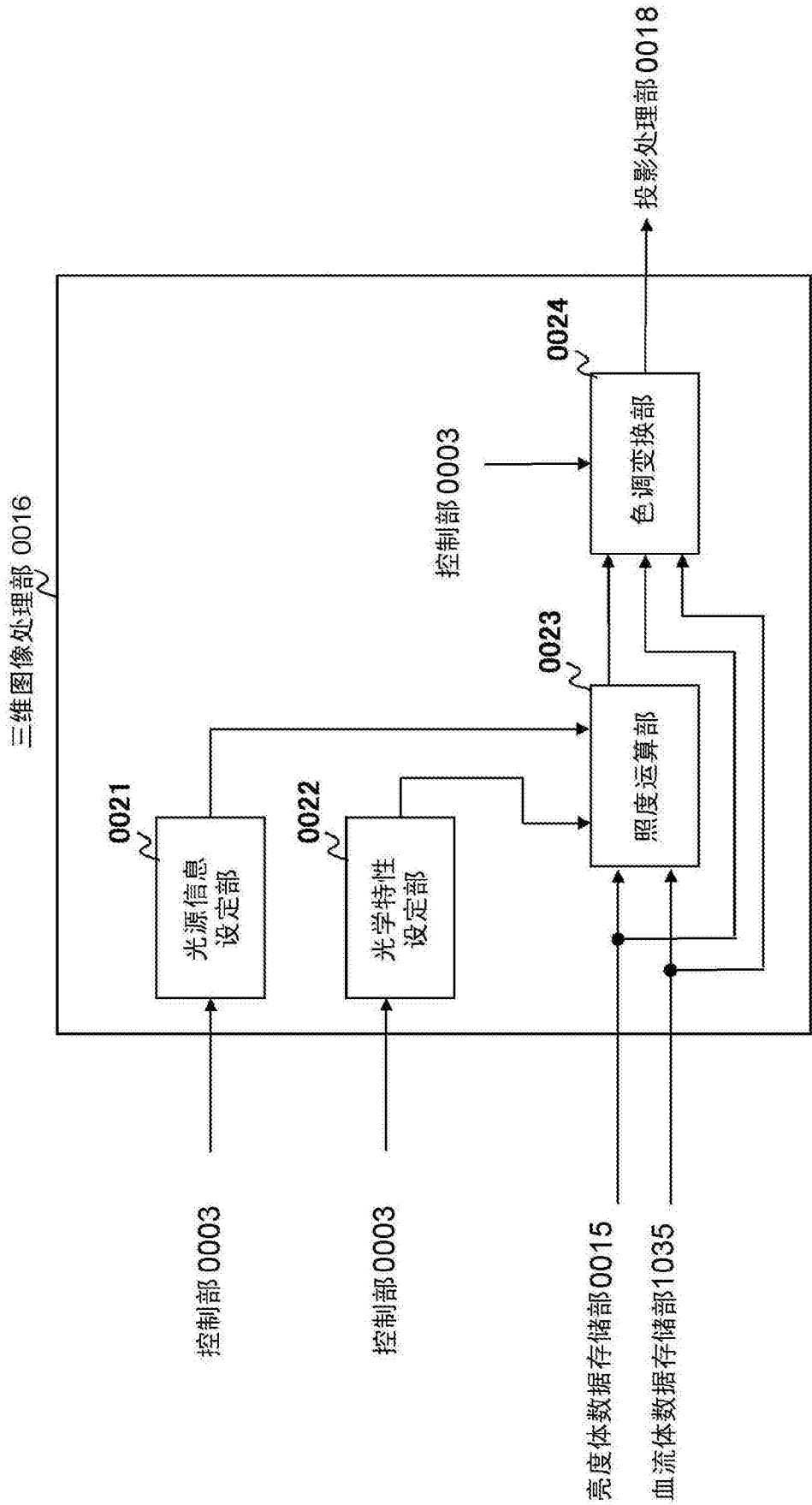


图 31

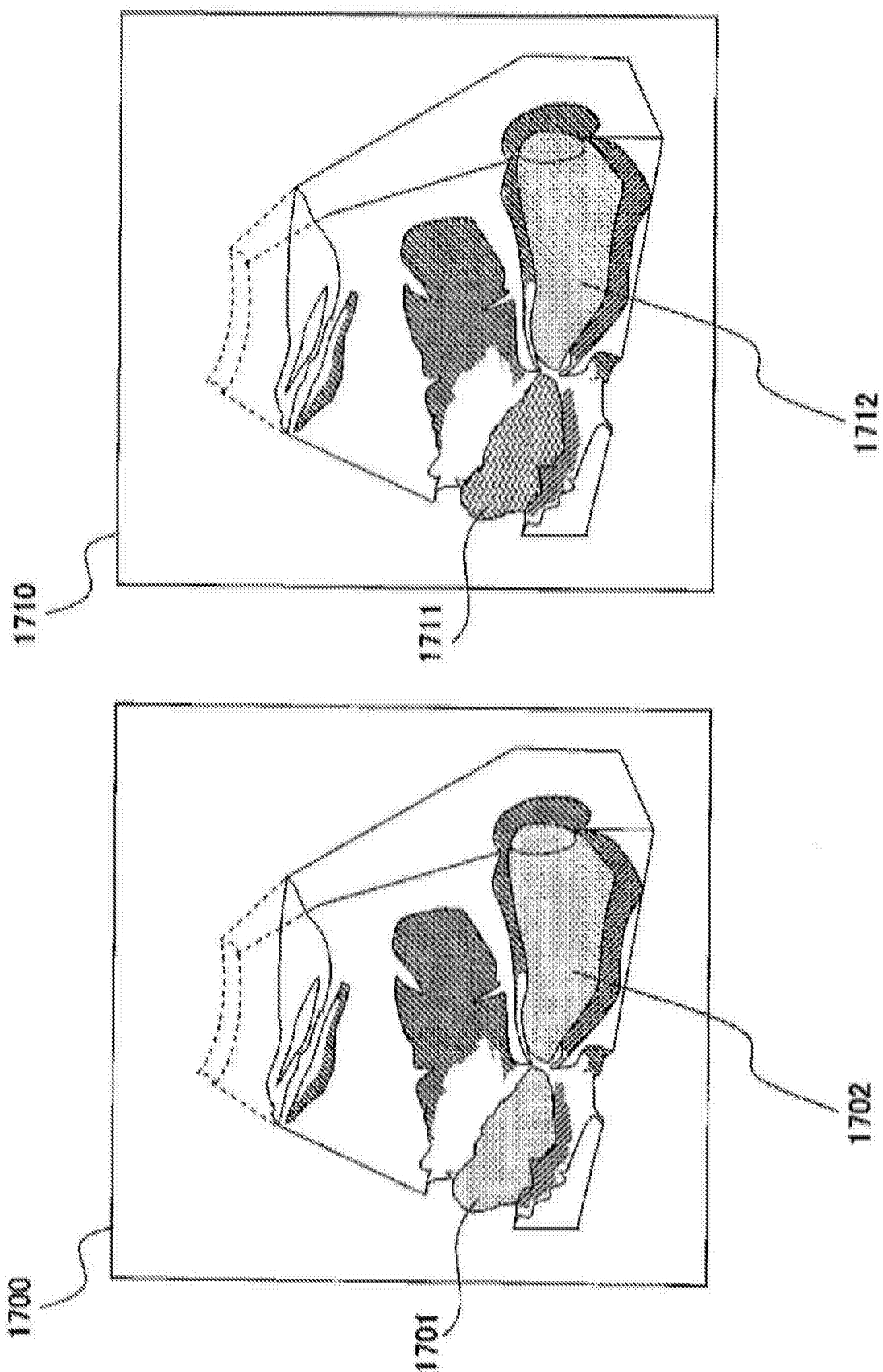


图 32

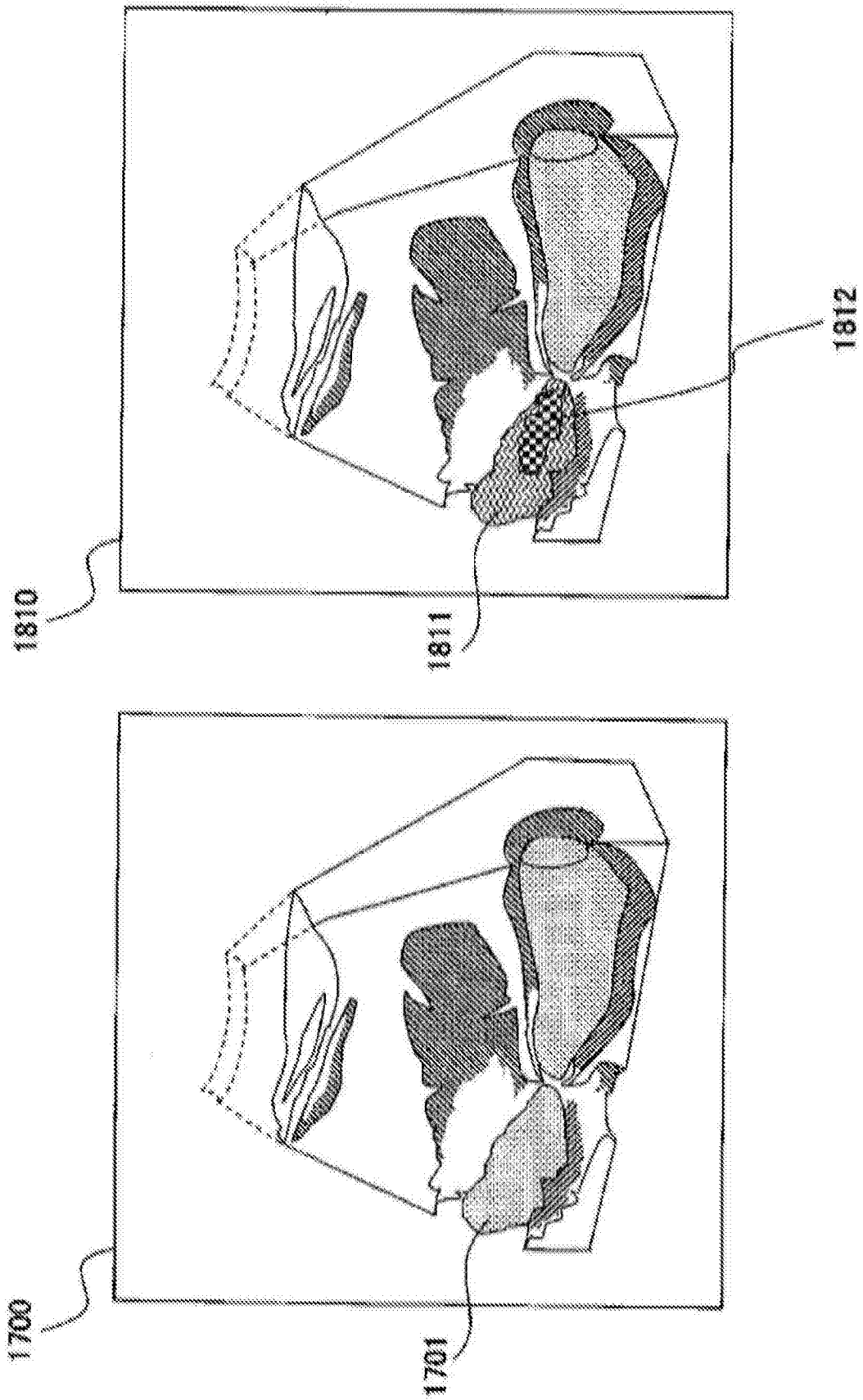


图 33

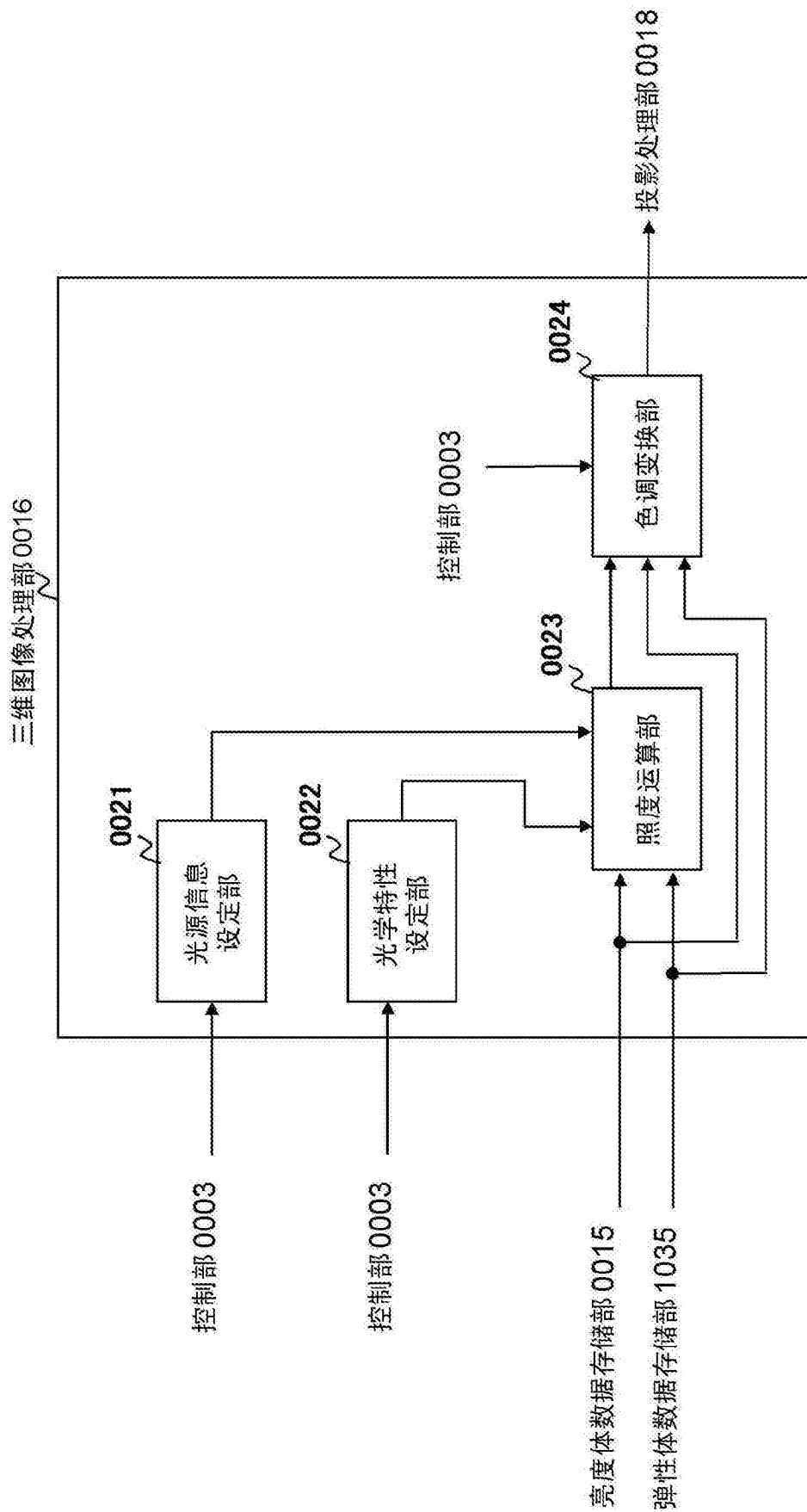


图 34

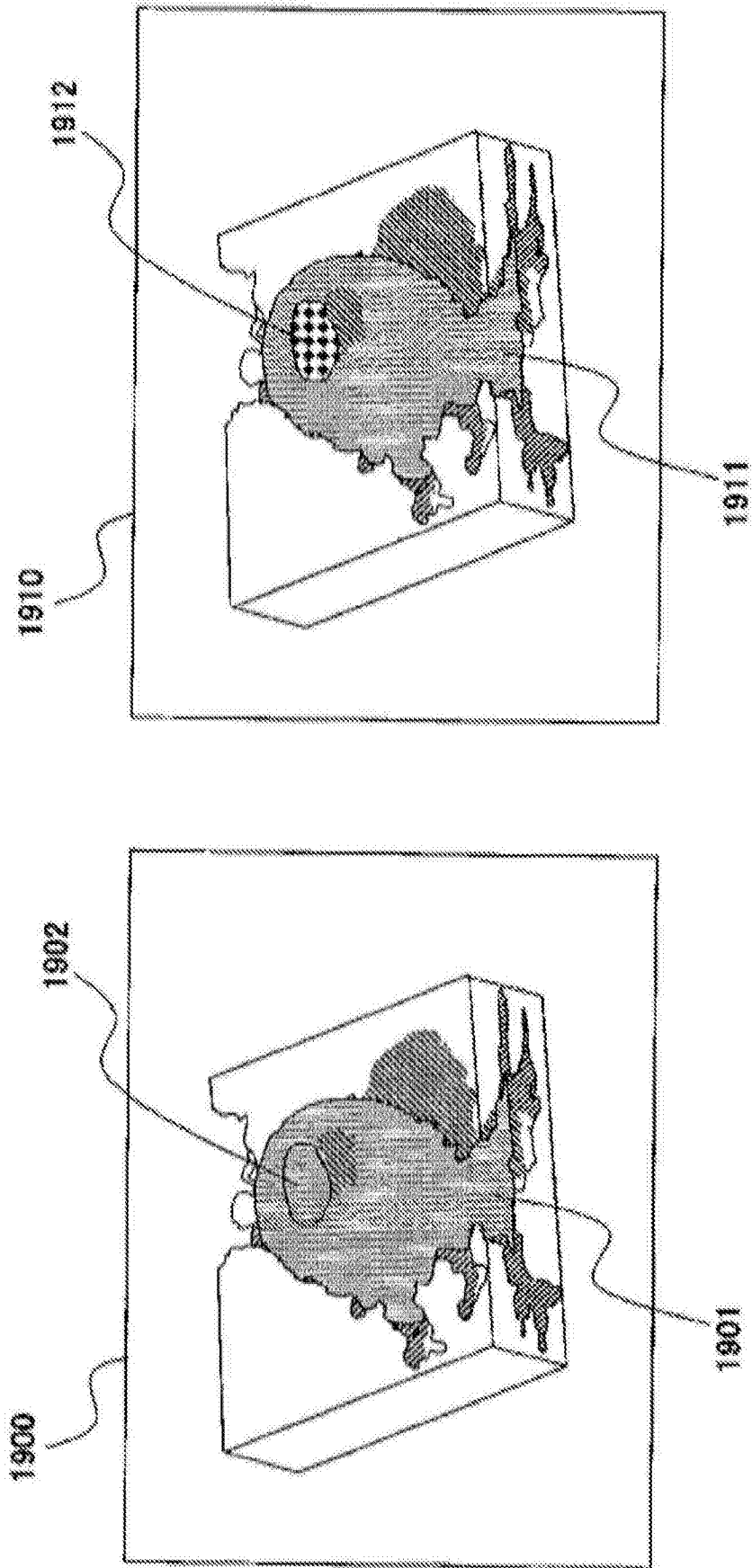


图 35

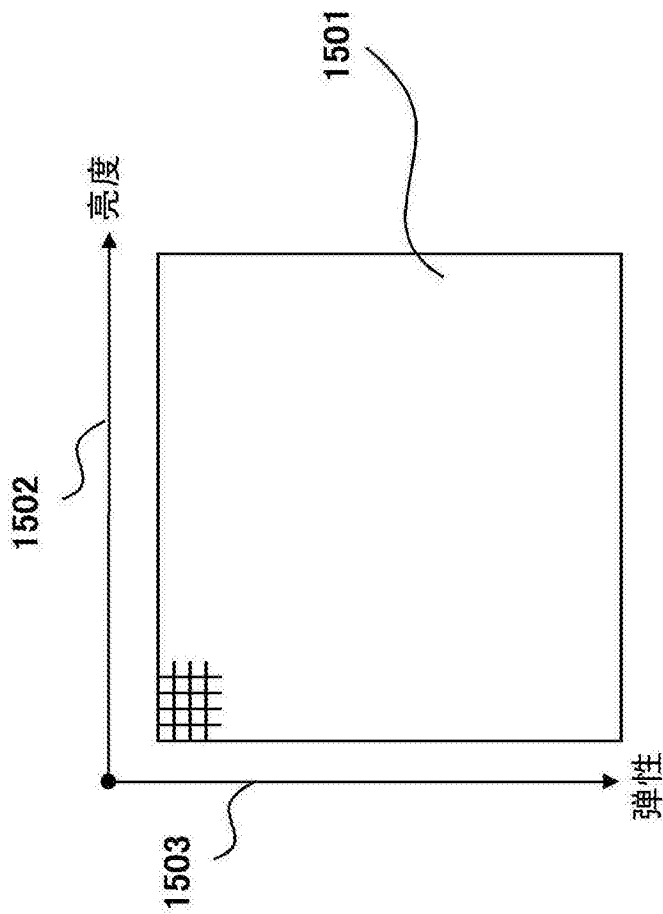


图 36

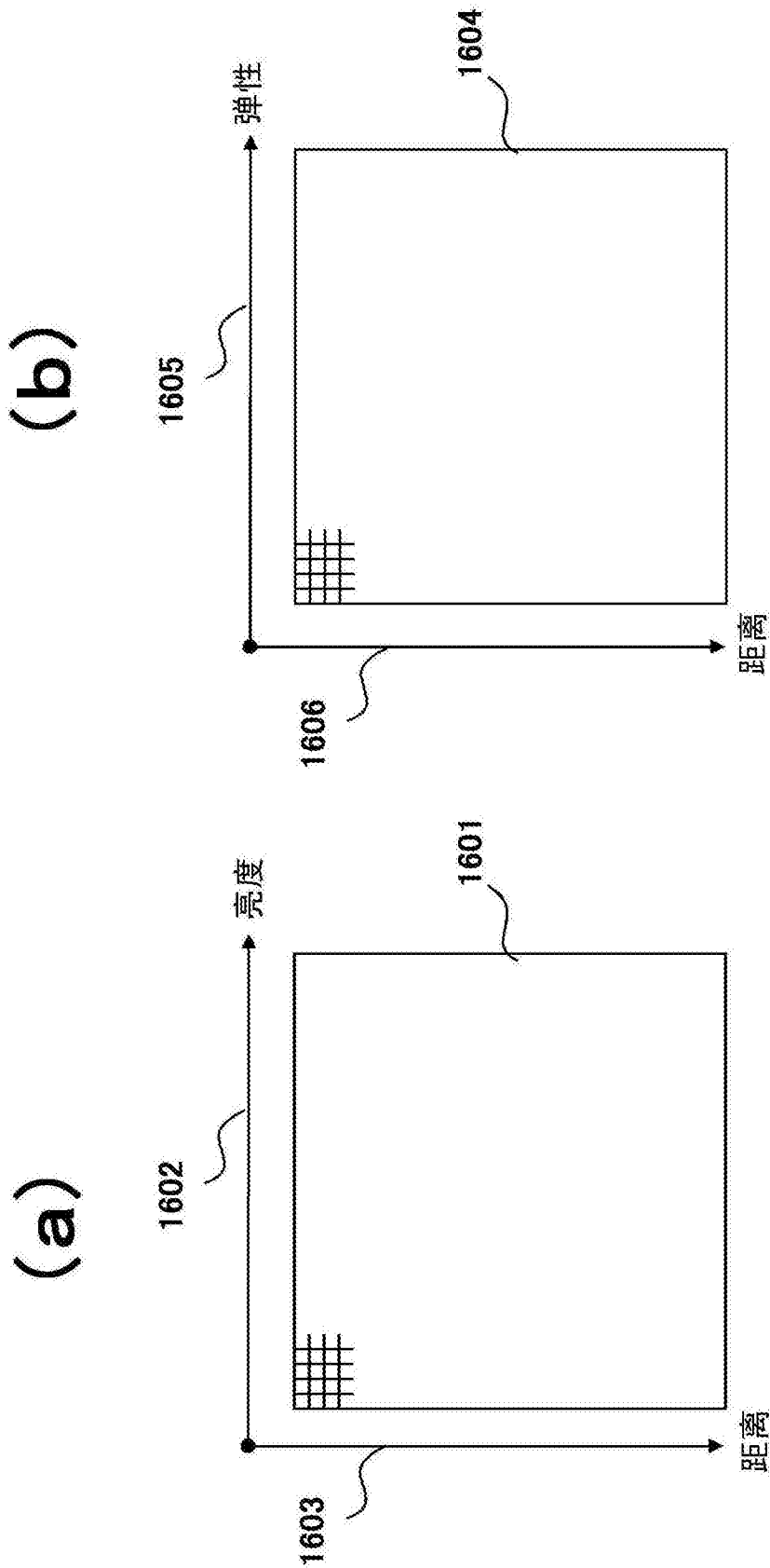


图 37

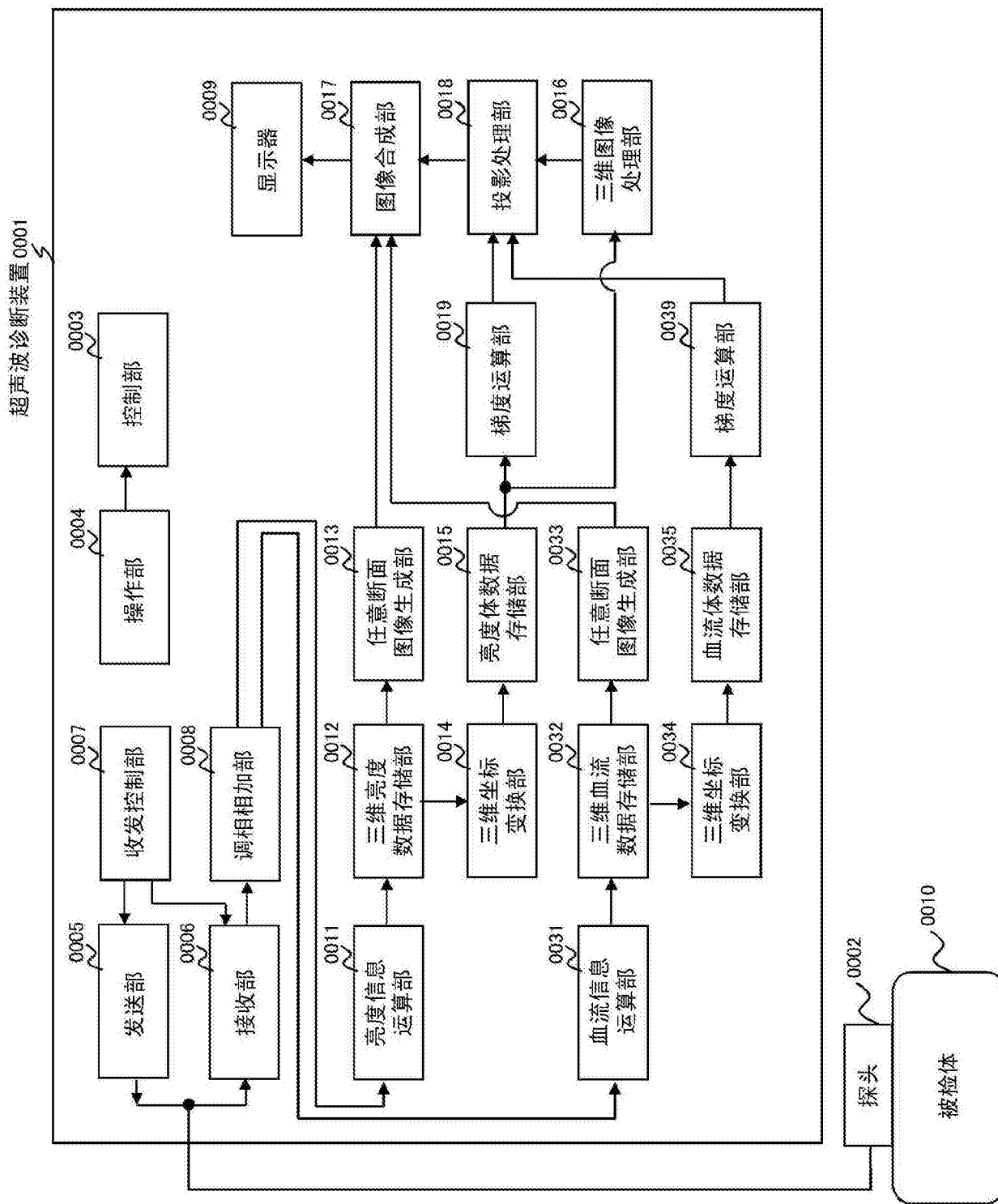


图 38

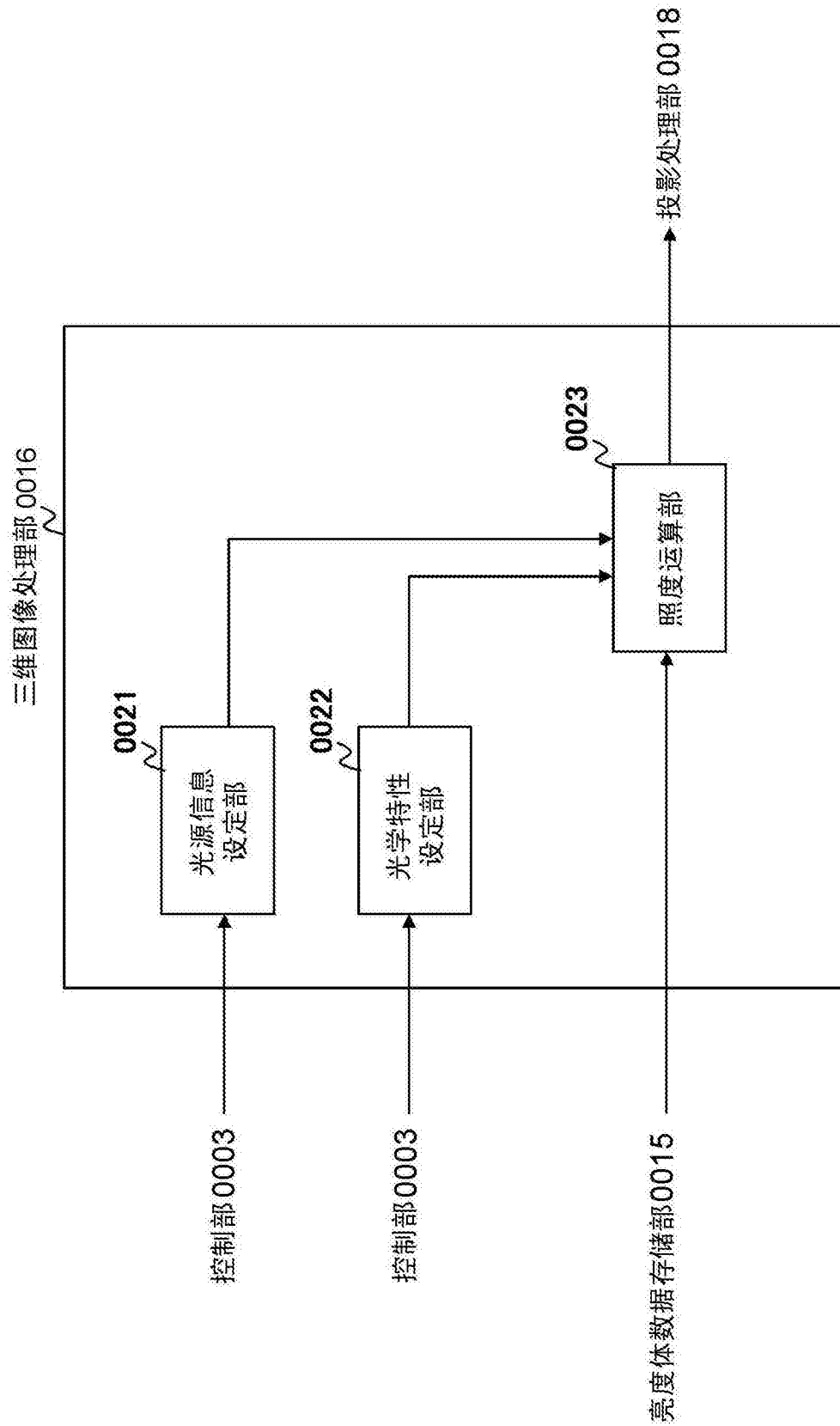


图 39

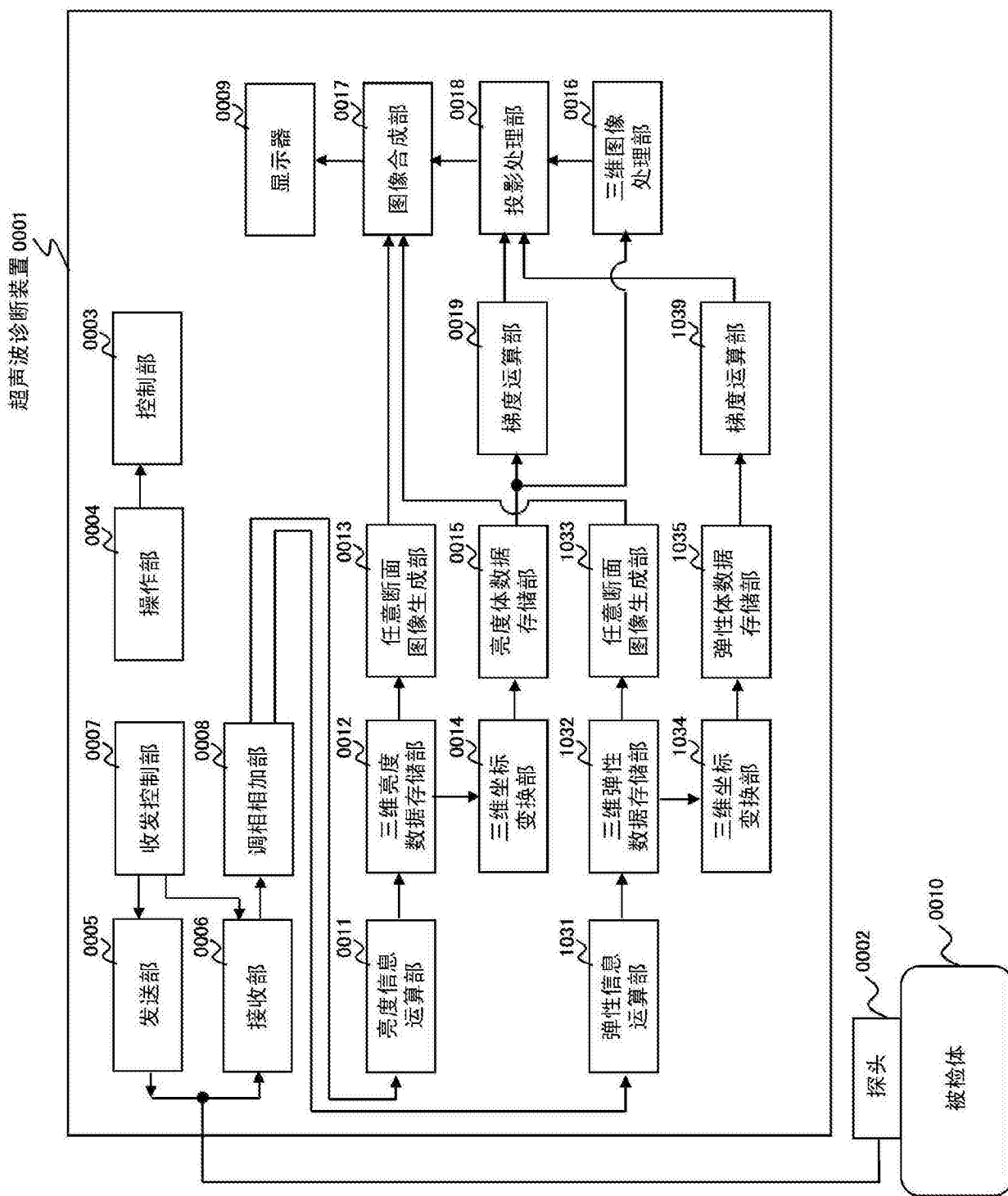


图 40

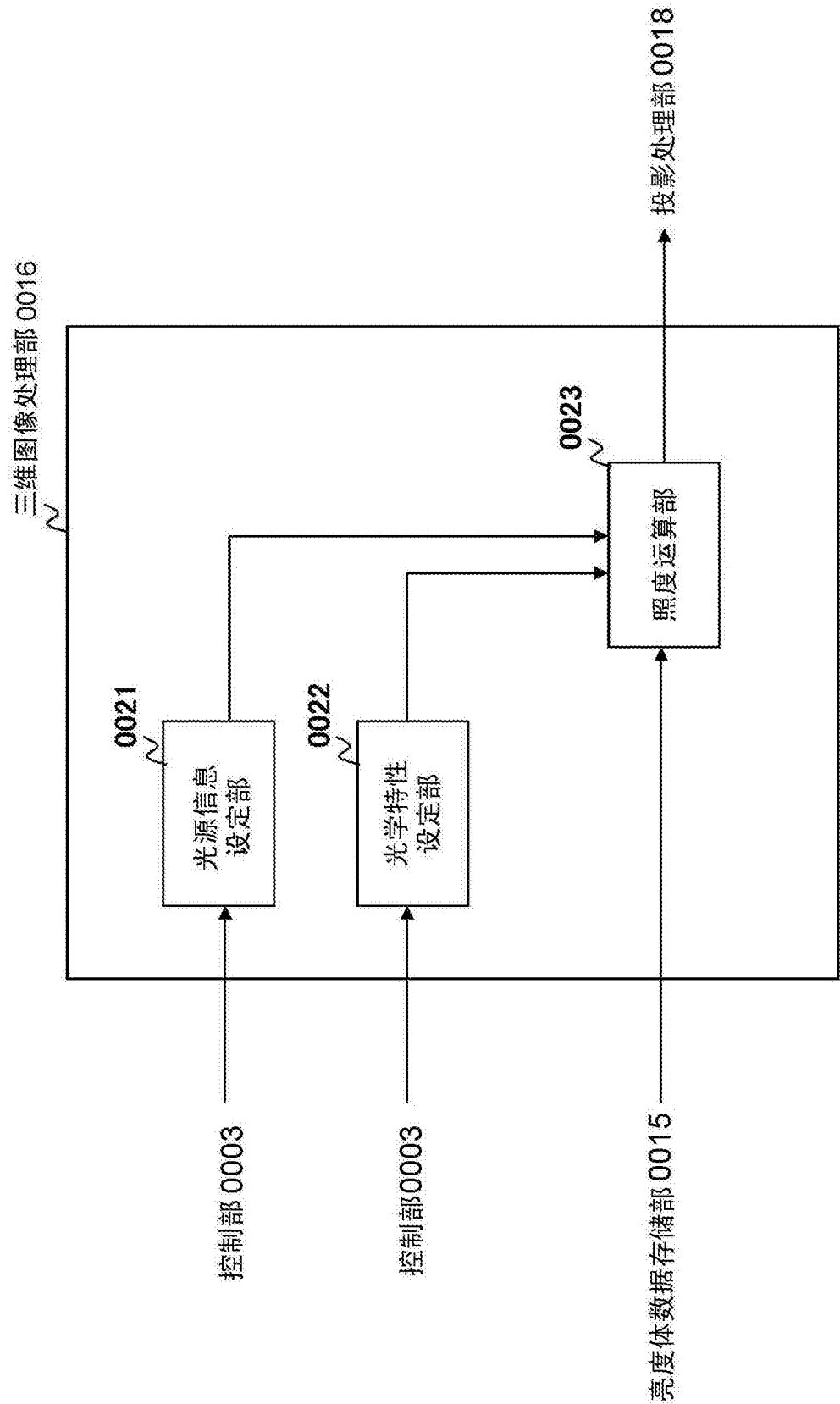


图 41

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波三维图像生成方法		
公开(公告)号	CN105073017A	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	CN201480018780.0	申请日	2014-04-11
[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)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	辻田刚启		
发明人	辻田刚启		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/08		
CPC分类号	A61B8/483 A61B5/0095 A61B5/742 A61B8/06 A61B8/0866 A61B8/13 A61B8/485 A61B2576/00 G06T15/08 G06T2210/41 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 G16H30/40		
代理人(译)	吴秋明		
优先权	2013084151 2013-04-12 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供能够提供在组织中或者不同组织间表现出基于光的散射、吸收等的相互作用来生成提高了真实性的三维图像的超声波诊断装置的超声波诊断装置以及超声波三维图像生成方法。本发明所涉及的超声波诊断装置基于亮度体数据、血流体数据以及弹性体数据的至少一个体数据来显示对象物的三维图像，其具备：光源信息设定部，对表示设定在三维空间的光源的特性的光源数据进行设定；光学特性设定部，对相对于所述光源的所述体数据的光学特性进行设定；照度运算部，基于所述光源数据以及所述光学特性，计算与所述体数据的坐标相应的位置的照度，基于计算出的所述照度来生成照度体数据；和投影处理部，根据所述照度体数据来生成所述三维图像。

