



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104812312 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201380060365. 7

代理人 王亚爱

(22) 申请日 2013. 09. 12

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

2012-213185 2012. 09. 26 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/074740 2013. 09. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/050601 JA 2014. 04. 03

(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

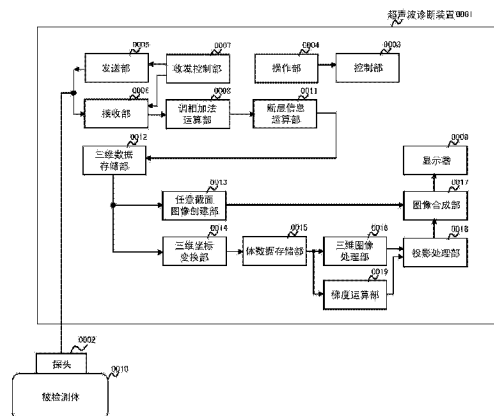
权利要求书2页 说明书13页 附图14页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波三维图像创建方法

(57) 摘要

提供能创建表现光的漏出、吸收等所带来的阴影效果的三维图像的超声波诊断装置。本发明的超声波诊断装置是基于亮度体数据显示对象物的三维图像的超声波诊断装置,具备:光源信息设定部,其设定表征在三维空间中设定的光源的特性的光源数据;光学特性设定部,其设定表征所述亮度体数据相对于所述光源的光学特性的权重系数;照度运算部,其基于所述光学数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于算出的所述照度来创建照度体数据;和投影处理部,其根据所述亮度体数据以及所述照度体数据创建所述三维图像。



1. 一种超声波诊断装置, 基于亮度体数据显示对象物的三维图像, 所示超声波诊断装置的特征在于, 具备:

光源信息设定部, 其设定表征在三维空间中设定的光源的特性的光源数据;

光学特性设定部, 其设定表征所述亮度体数据相对于所述光源的光学特性的权重系数;

照度运算部, 其基于所述光学数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度, 基于算出的所述照度来创建照度体数据; 和

投影处理部, 其根据所述亮度体数据以及所述照度体数据创建所述三维图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述照度运算部具备:

二维卷积处理部, 其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; 和

加权加法运算部, 其通过基于所述权重系数对所述光源数据以及所述二维卷积积分数据进行加权加法运算, 来创建所述照度体数据。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述照度运算部具备:

光源数据保持部, 其将所述光源数据的初始值和经所述加权加法运算部运算的所述加权加法运算的结果作为输入光源数据进行保持,

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亮度, 同时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, 通过基于所述权重系数对所述输入光源数据以及所述二维卷积积分数据进行加权加法运算来创建所述照度体数据。

4. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述投影处理部基于所述照度体数据的照度、和根据所述亮度体数据的亮度而参考的不透明度来创建所述三维图像。

5. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述光学特性设定部响应于所述亮度体数据的亮度和距所述对象物的表面的距离来设定所述权重系数。

6. 根据权利要求 1 ~ 5 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述权重系数由将所述亮度体数据的亮度和距所述对象物的表面的距离作为指标的二维权重系数表规定。

7. 根据权利要求 1 ~ 6 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述光源信息设定部调整所述光源的强度、所述三维空间上的所述光源的位置、所述光源的方向、所述光源的色调以及所述光源的形状当中的至少一者来设定光源数据。

8. 根据权利要求 1 ~ 7 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述光源信息设定部设定与所述光源的多个波长相应的所述光源数据,

所述光学特性设定部按所述多个波长的每个波长来设定所述权重系数,

所述照度运算部按所述多个波长的每个波长创建所述照度体数据。

9. 根据权利要求 1 ~ 8 中任一项所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述超声波诊断装置具备：

补正光源信息设定部，其将所述三维空间中的视线方向的相反方向设定为补正光源方向，设定表征在补正光源方向上照射光的补正光源的特性的补正光源数据；

补正光学特性设定部，其设定表征所述亮度体数据相对于所述补正光源的光学特性的权重系数；和

照度补正部，其基于所述补正光源数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度，基于算出的所述补正照度来创建补正照度体数据，

所述投影处理部根据所述亮度体数据以及所述补正照度体数据创建所述三维图像。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述照度补正部具备：

加法运算部，其对所述补正光源数据以及所述照度体数据进行加法运算；

二维卷积处理部，其通过对所述补正光源数据以及所述照度体数据的加法运算值进行二维卷积积分来生成二维卷积积分数据；和

加权加法运算部，其通过基于所述权重系数对所述补正光源数据以及所述二维卷积积分数据进行加权加法运算，来创建所述补正照度体数据。

11. 根据权利要求 1～10 中任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述超声波诊断装置具备：

显示部，其显示与规定所述权重系数的二维权重系数表对应并将所述亮度体数据的亮度和距所述对象物的表面的距离作为指标的色图。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述显示部选择性地显示规定与所述对象物的组织相应的所述权重系数的多个二维权重系数表所对应的多个所述色图。

13. 根据权利要求 2～12 中任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述二维卷积处理部通过对所述光源数据进行多个二维卷积积分来生成多个二维卷积积分数据。

14. 一种超声波三维图像创建方法，基于亮度体数据显示对象物的三维图像，所述超声波三维图像创建方法的特征在于，

设定表征在三维空间中设定的光源的特性的光源数据，

设定表征所述亮度体数据相对于所述光源的光学特性的权重系数，

基于所述光学数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度，基于算出的所述照度来创建照度体数据，

根据所述亮度体数据以及所述照度体数据创建所述三维图像。

超声波诊断装置以及超声波三维图像创建方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,特别涉及根据超声波的亮度体数据生成三维投影像的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置用超声波探头向被检测体内部发送超声波,从被检测体内部接收与生物体组织的结构相应的超声波的反射回波信号,例如构成超声波断层像(B模像)等的断层图像而在诊断用途中显示。

[0003] 在收集三维超声波数据的情况下,对自动或手动使探头在短轴方向上扫描而得到的三维数据进行坐标变换后,在视线方向上重构超声波图像数据,创建三维图像,由此来观察对象物的表面,这样的技术变得普通。

[0004] 另外,当前,实时地实施这些信号处理、显示运动的三维图像的被称作实时 3D 或 4D 的技术变得普通。

[0005] 这些三维图像在表面形状的描出能力上卓越,在过去难以从显示 1 个截面的超声波断层像进行诊断的皮肤上的裂缝(唇裂、上颚裂等)的疾患的诊断中是有效的。

[0006] 但是,超声波的图像由于斑点噪声等超声波特有的假象信号较多,因此虽然通过平滑化处理等来使画质提升,但通过平滑化处理会使边界变得连续,还有将皮肤上的裂缝显示得连续这样的相反效果。

[0007] 作为解决该方法的方法,有如下图像处理装置(例如参考专利文献 1):在能进行三维图像显示的图像处理装置中,兼顾检查对象物的结构把握和表面形状的提取,能得到良好的画质的合成三维图像。

[0008] 先行技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1:JP 特开 2006-130071 号公报

[0011] 发明的概要

[0012] 发明要解决的课题

[0013] 但是,在现有的超声波诊断装置(图像处理装置)中,虽然能通过兼顾检查对象物的结构把握和表面形状的提取来得到良好的画质,但不能像光学照片那样在体绘制法中设定光源,得到以阴影等来提升真实性的图像。

发明内容

[0014] 本发明为了解决现有的问题而提出,目的在于提供一种超声波诊断装置,通过表现组织中的光的行为(漏出、吸收、散射、反射等)来再现组织背部的阴影、在皮肤的裂缝产生的局部的阴影,创建表现了光的漏出、吸收等所带来的阴影效果的三维图像。

[0015] 用于解决课题的手段

[0016] 本发明的超声波诊断装置基于亮度体数据显示对象物的三维图像,特征在于,具

备；光源信息设定部，其设定表征在三维空间中设定的光源的特性的光源数据；光学特性设定部，其设定表征所述亮度体数据相对于所述光源的光学特性的权重系数；照度运算部，其基于所述光学数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度，基于算出的所述照度来创建照度体数据；和投影处理部，其根据所述亮度体数据以及所述照度体数据创建所述三维图像。

[0017] 根据该结构，能提供创建表现光的漏出、吸收等所带来的阴影效果的三维图像的超声波诊断装置。

[0018] 发明的效果

[0019] 本发明基于光学数据以及权重系数来算出与亮度体数据的坐标相应的位置的照度，基于算出的照度来创建照度体数据，由此能创建表现光的漏出、吸收等所带来的阴影效果的三维图像。

附图说明

[0020] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的一例的框图。

[0021] 图 2 是表示三维图像处理部的一例的框图。

[0022] 图 3 是示意性地表征亮度体数据和光源的位置关系的概念图。

[0023] 图 4 是表示照度运算部的构成的一例的框图。

[0024] 图 5 是表示规定权重系数的二维权重系数表的一例的图。

[0025] 图 6 是对本实施方式的三维图像的特征进行说明的图。

[0026] 图 7 是表示本实施方式中的显示例的图。

[0027] 图 8 是表示与本实施方式的变形例相关的三维图像处理部的框图。

[0028] 图 9 是表征本实施方式的变形例的照度运算的概念图的图。

[0029] 图 10 是表示照度补正部的构成的一例的框图。

[0030] 图 11 是表示与本实施方式的其它变形例相关的二维卷积处理部的框图。

[0031] 图 12 是表示显示部显示色图这一情况的图。

[0032] 图 13 是表示色图的选择方法的示例的图。

[0033] 图 14 是表示色图的选择方法的其它示例的图。

具体实施方式

[0034] 以下使用附图来说明本发明的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例的框图。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、调相加法运算部 0008、显示部 0009、断层信息运算部 0011、三维数据存储部 0012、任意截面图像创建部 0013、三维坐标变换部 0014、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，基于亮度体数据显示对象物的三维图像。另外，在超声波诊断装置 0001 连接超声波探头 0002。

[0035] 超声波探头 0002 与被检测体 0010 相抵接而被使用。超声波探头 0002 配设多个振子而形成，具有经由振子向被检测体 0010 收发超声波的功能。超声波探头 0002 由呈矩形或扇形的多个振子构成，在与多个振子的排列方向正交的方向上使振子机械式振动或手

动使振子移动,能三维地收发超声波。超声波探头 0002 也可以二维排列多个振子,电子地控制超声波的收发。

[0036] 控制部 0003 控制超声波诊断装置 0001 以及超声波探头 0002 的各构成要素。操作部 0004 对控制部 0003 进行各种输入。操作部 0004 具备键盘或轨迹球等。

[0037] 发送部 0005 经由超声波探头 0002 对被检测体 0010 空开恒定的时间间隔反复发送超声波。发送部 0005 驱动超声波探头 0002 的振子来生成用于使超声波产生的发射脉冲。发送部 0005 具有将发送的超声波的收敛点设定在某深度的功能。接收部 0006 接收从被检测体 0010 反射的反射回波信号。接收部 0006 以给定的增益放大在超声波探头 0002 接收到的反射回波信号,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。

[0038] 调相加法运算部 0008 对在接收部 0006 接收到的反射回波进行调相加法运算。调相加法运算部 0008 控制在接收部 0006 放大的 RF 信号的相位,对 1 个或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)。断层信息运算部 0011 基于在调相加法运算部 0008 生成的 RF 信号帧数据来构成断层图像。三维数据存储部 0012 存储多个在断层信息运算部 0011 中构成的断层图像。

[0039] 任意截面图像创建部 0013 基于断层图像的取得形状创建任意截面图像。三维坐标变换部 0014 基于断层图像的取得形状进行三维坐标变换,生成亮度体数据,容纳在体数据存储部 0015。三维图像处理部 0016 使用容纳在体数据存储部 0015 的亮度体数据来创建照度体数据。

[0040] 梯度运算部 0019 使用容纳在体数据存储部 0015 的亮度体数据来创建梯度体数据。投影处理部 0018 使用照度体数据、亮度体数据、和梯度体数据来进行绘制处理,生成三维图像。另外,投影处理部 0018 也可以根据亮度体数据以及照度体数据来创建三维图像。图像合成部 0017 将在投影处理部 0018 生成的三维图像、和在任意截面图像创建部 0013 创建的任意截面图像合成。显示部 0009 显示在图像合成部 0017 创建的显示图像。

[0041] 接下来说明三维数据的处理。超声波探头 0002 能在超声波的收发的同时,一边二维地切换收发方向一边例如沿 θ 、 ϕ 这 2 个轴进行测量。断层信息运算部 0011 基于控制部 0003 中的设定条件被输入从调相加法运算部 0008 输出的 RF 信号帧数据,进行增益补偿、日志压缩、检波、轮廓强调、平滑化处理等的信号处理,构成二维断层数据。

[0042] 三维数据存储部 0012 具有基于相当于取得位置的收发方向来存储多个断层信息运算部 0011 的输出数据即二维断层数据的功能。例如,将根据在深度方向上进行了采样后的时间序列的超声波数据在 θ 方向上进行收发后的计测结果而创建的二维断层图像,在与 θ 方向正交的 ϕ 方向上进行驱动而获取多张,并将与 ϕ 建立了关联的多个二维断层数据作为三维断层数据进行存储。

[0043] 三维坐标变换部 0014 使用存储在三维数据存储部 0012 的三维断层数据,基于取得位置(深度, θ , ϕ) 在空间上的坐标进行三维坐标变换,生成亮度体数据,容纳在体数据存储部 0015。

[0044] 任意截面图像创建部 0013 使用存储在三维数据存储部 0012 的三维断层数据,基于取得位置(深度, θ , ϕ) 来创建由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的三维空间上的任意的平面中的任意截面图像。

[0045] 三维图像处理部 0016 基于容纳在体数据存储部 0015 的亮度体数据来创建照度体数据。梯度运算部 0019 基于容纳在体数据存储部 0015 的亮度体数据来创建算出了各体素坐标中的视线方向的梯度的体数据。

[0046] 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 中特征性的处理部,使用存储在体数据存储部 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创建照度体数据。

[0047] 图 2 是表示三维图像处理部 0016 的一例的框图。如图 2 所示那样,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亮度 0001 是基于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,具备:光源信息设定部 0021,其设定表征在三维空间中设定的光源的特性的光源数据;光学特性设定部 0022,其设定表征所述亮度体数据相对于所述光源的光学特性的权重系数;和照度运算部 0023,其基于所述光学数据以及所述权重系数算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于算出的所述照度来创建照度体数据;和投影处理部 0018,其根据所述亮度体数据以及所述照度体数据创建所述三维图像。另外,本实施方式所涉及的超声波三维图像创建方法是基于亮度体数据来显示对象物的三维图像的超声波三维图像创建方法,设定表征在三维空间中设定的光源的特性的光源数据,设定表征所述亮度体数据相对于所述光源的光学特性的权重系数,基于所述光学数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于算出的所述照度来创建照度体数据,根据所述亮度体数据以及所述照度体数据创建所述三维图像。

[0048] 光源信息设定部 0021 设定(生成)表征在三维图像的三维空间中设定的光源的特性的光源数据。例如,光源信息设定部 0021 设定表征光源的强度的光源数据。光源信息设定部 0021 还能调整光源的强度、三维空间上的光源的位置、光源的方向、光源的色调、以及光源的形状当中的至少一者来设定光源数据。光学特性设定部 0022 设定由控制部 0003 以及操作部 0004 设定的亮度体数据的光学特性。光学特性设定部 0022 设定表征亮度体数据相对于光源的光学特性的权重系数。照度运算部 0023 基于在光源信息设定部 0021 设定的光源数据和在光学特性设定部 0022 设定的光学特性来算出配置在亮度体数据上的照度,创建照度体数据。即,照度运算部 0023 基于光学数据以及权重系数来算出与亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于算出的照度来创建照度体数据。

[0049] 接下来,说明在光源信息设定部 0021 设定的光源信息、在光学特性设定部 0022 设定的光学特性、照度运算部 0023 中的照度体数据的创建方法。

[0050] 图 3 是示意地表征亮度体数据和光源的位置关系的概念图。如图 3 所示那样,由控制部 0003 以及操作部 0004 对体数据存储部 0015 中的亮度体数据 0301 在光源方向 0303 上设定光源(平行光源)0302。由光源信息设定部 0021 生成三维空间上的光源 0302 的位置、光源方向 0303、以及光源数据。

[0051] 面 0304 是亮度体数据 0301 最初与光源方向 0303 的正交面交叉的(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 的正交面交叉的(相接的)面的位置,表示照度运算结束位置。

[0052] 照度运算部 0023 沿光源方向 0303 对正交的面(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 的范围内进行照度运算,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。

[0053] 接下来,使用图 4 来说明照度运算部 0023 的构成的一例。如图 4 所示那样,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、以及加权加法运算部 0404。照度运算部 0023 具备:二维卷积处理部 0403,其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;和加权加法运算部 0404,其基于所述权重系数对所述光源数据以及所述二维卷积积分数据进行加权加法运算,来创建所述照度体数据。

[0054] 照度运算部 0023 具备光源数据保持部 0402,其将所述光源数据的初始值和经所述加权加法运算部运算的所述加权加法运算的结果作为输入光源数据保持,照度运算部 0023 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亮度一边对所述输入光源数据进行二维卷积积分来生成二维卷积积分数据,基于所述权重系数对所述输入光源数据以及所述二维卷积积分数据进行加权加法运算,由此创建所述照度体数据。

[0055] 光源数据保持部 0402 被输入由光源信息设定部 0021 生成的光源数据,将其作为初始值保持。将由光源数据保持部 0402 保持的光源数据以下记载为“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)进行二维卷积积分来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,是输入光源数据(光源数据)、和表征散射的特性的卷积内核的二维卷积积分处理,例如对面 0307 实施。另外,卷积内核以二维的矩阵构成,由控制部设定。

[0056] 加权加法运算部 0404 被输入二维卷积处理部 0403 的输出结果即二维卷积积分数据,被输入由光源数据保持部 0402 保持的输入光源数据。加权加法运算部 0404 基于权重系数对输入光源数据(光源数据)以及二维卷积积分数据进行加权加法运算,由此创建照度体数据。加权加法运算部 0404 所用的权重系数作为相对于光源的亮度体数据的光学特性而由光学特性设定部 0022 设定。将加权加法运算部 0404 所创建的加权加法运算结果以下记载为“输出照度数据”。

[0057] 将输出照度数据容纳在照度体数据存储部 0401 的与体素坐标相应的位置。另外,将输出照度数据输入到光源数据保持部 0402,作为输入光源数据容纳(保持)。即,光源数据保持部 0402 将光源数据的初始值和经加权加法运算部 0404 运算的加权加法运算的结果作为输入光源数据保持。

[0058] 在此,初始值的输入光源数据是在光源信息设定部 0021 设定的光源数据,在照度运算部 0023 开始照度运算前输入到光源数据保持部 0402 来设定(保持)。

[0059] 照度运算部 0023(二维卷积处理部 0403 以及加权加法运算部 0404)通过一边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)切换体素亮度一边对输入光源数据进行二维卷积积分,来生成二维卷积积分数据,通过对输入光源数据以及二维卷积积分数据基于权重系数进行加权加法运算,来创建照度体数据。

[0060] 接下来使用图 5 来说明在加权加法运算部 0404 所用的权重系数的设定方法。如图 5 所示那样,二维权重系数表 0501 具备由控制部 0003 设定的权重系数,是将亮度体数据的亮度和距体表(或组织表面)的距离这 2 个作为指标,用于参考二维地容纳的权重系数的二维表。即,权重系数由将亮度体数据的亮度和距对象物的表面的距离作为指标的二维

权重系数表 0501 规定。这种情况下,光学特性设定部 0022 响应于亮度体数据的亮度和距对象物的表面的距离来设定权重系数。

[0061] 本实施方式中的光学特性由设定为基于组织的光学上的特性再现光的行为(举动)的权重系数规定,由光学特性设定部 0022 设定。光学特性设定部 0022 设定具备权重系数的二维权重系数表 0501,作为亮度体数据的光学特性。

[0062] 说明如图 5 所示那样基于亮度体数据的亮度和距体表(或组织表面)的距离这 2 个指标从二维权重系数表 0501 参考的权重系数为 a 和 b 这 2 个的情况。在对输入光源数据加入的权重系数是 a、对二维卷积积分数据加入的权重系数是 b 的情况下,能通过调整 a 和 b 的大小来简便地设定光的行为(散射的程度等)。

[0063] 另外,将权重系数 a 和 b、和光源数据与二维卷积积分数据的加权和输出给照度体数据存储部 0401。通过将权重系数 a 和 b 的合计值设定得较大,能设定增强的照度,通过将权重系数 a 和 b 的合计值设定得较小,能设定减弱的照度。

[0064] 在本实施方式中,二维权重系数表 0501 具备亮度以及距体表(或组织表面)的距离作为 2 个参考指标。在超声波数据的情况下,反映组织的声阻抗的亮度能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了辐射的超声波能从散射体反射的反射波的振幅,通常伴随着超声波传播到深部而衰减。因此,在超声波数据中,难以仅用亮度来将组织分类。于是,通过将距对象物的体表(或组织表面)的距离作为指标加入,能在超声波数据中进行组织的分类。

[0065] 例如,在对象物为胎儿、考虑经由羊水到达胎儿的手臂的超声波的情况下,从手臂的骨体部(硬组织)反射的超声波的亮度较高,这一点广为人知。但是,到达手臂的表面的瞬间的亮度就算手臂的表面是软组织也不会出现衰减,因此与骨体部相同地亮度较高,这一点广为人知。如此,在仅将亮度作为指标的情况下,难以区别软组织和骨体部(硬组织)。于是,将距对象物的体表的距离作为指标加入。由于骨体部存在于胎儿的组织的内部,因此,通过使用距体表(或组织表面)的距离和亮度两者来设定组织的特性,能进行组织的判别。

[0066] 在例如某体素的亮度高于预先设定的阈值的情况下,判定为距体表(或组织表面)的距离落入(该当, fall within)到组织中,在距体表(或组织表面)的距离的值上加上 1 体素份的距离。另一方面,在某体素的亮度低于预先设定的阈值的情况下,判定为距体表(或组织表面)的距离没有落入到组织中,将该体素中的距体表(或组织表面)的距离的值初始化。

[0067] 通过将距体表(或组织表面)的距离作为权重系数的指标使用,在如胎儿的手臂那样在组织表面存在高亮度的软组织、在距组织表面深的位置存在与软组织同程度的亮度的骨体部的情况下,即使是同程度的亮度,也能通过响应于距体表(或组织表面)的距离设定不同的权重系数来赋予根据组织不同而不同的光学的效果。即,通过相应于距体表(或组织表面)的距离区别软组织和骨体部(硬组织)来设定不同的权重系数,能区别软组织和骨体部(硬组织)来表现组织中的光的行为(漏出、吸收、散射、反射等),能在体绘制法中得到提升了真实性的图像。通过响应于组织的特性使用特征性的权重系数,即使在超声波数据那样难以仅从亮度值确定组织的特性(或种类)的情况下,也能赋予适当的光学上的效果。

[0068] 如此,不进行复杂的运算地设定反映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),由此能简便且任意赋予组织中的光学的效果,能创建响应于组织的特性(例如组织的软硬)提升了真实性的三维图像。

[0069] 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)一边切换在加权加法运算部 0404 参考的体素亮度,一边反复进行上述的照度运算处理。

[0070] 照度运算部 0023 在进行运算直到照度运算结束位置为止之后,创建运算出配置在亮度体数据上的照度的照度体数据,存储在照度体数据存储部 0401。

[0071] 光的行为特性按照自然法则根据光源的波长不同而不同。因而,在按照自然法则进一步提升真实性的情况下,照度运算按光源的每个波长进行。这种情况下,权重系数按光源的每个波长而不同。

[0072] 光源信息设定部 0021 设定与光源的多个波长相应的光源数据。光学特性设定部 0022 按多个波长的每个来设定权重系数。

[0073] 照度运算部 0023 按光源 0302 的多个波长的每个进行照度运算,创建照度体数据。例如在光源 0302 是可见光线的 7 色的情况下,照度运算部 0023 设定 7 个种类的权重系数(或二维权重系数表),生成 7 个种类的照度体数据。另外,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 个种类的权重系数(或二维权重系数表),生成 3 个种类的照度体数据。即,光源信息设定部 0021 设定与光源的多个波长相应的所述光源数据,光学特性设定部 0022 按所述多个波长的每个波长来设定所述权重系数,照度运算部 0023 按所述多个波长的每个波长来创建所述照度体数据。

[0074] 在本实施方式中,说明光源 0302 是加色混合的三原色、设定 3 个种类的权重系数(或二维权重系数表)、生成 3 个种类的照度体数据的情况。按光源 0302 的每个波长来设定光源数据的初始值。即,由光源信息设定部 0021 分别设定与有效的波长的数量相同数量的光源数据的初始值。因此,在本实施方式中,设定与 R 要素、G 要素、B 要素的波长相当的 3 个种类的光源数据,作为分别独立的输入光源数据,由光源数据保持部 0402 保持。另外,3 个种类的光源数据的初始值既可以是由操作者经由操作部 0004 选择的初始值,也可以是使用图像设定的初始值。

[0075] 照度运算部 0023 基于 3 个种类的光源数据和 3 个种类的光学特性(权重系数或二维权重系数表)来计算配置在亮度体数据上的照度,创建 3 个种类的照度体数据。

[0076] 投影处理部 0018 基于照度体数据的照度、和根据亮度体数据的亮度而参考的不透明度来创建三维图像。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 创建的 3 个种类的照度体数据、和容纳在体数据存储部 0015 的亮度体数据来创建三维图像。投影处理部 0018 中的投影处理如下述的式(1)~(3)所示那样,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)、亮度体数据的亮度(体素值)C、根据亮度 C 而参考的不透明度表 α 、以及梯度体数据 $S[k]$ 来生成三维图像。即,将每个波长的照度体数据 $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ 中的体素值与通过根据亮度体数据的亮度 C 而参考的不透明度表 α 求得的不透明度项、和梯度体数据 $S[k]$ 的值相乘,在视线方向上进行累计,由此生成三维图像。式中的“k”表征视线方向的体素坐标。由操作部 0004 经由控制部 0003 将视线方向设定为观察超声波图像的方向。

[0077] $OUT_R[K] = \sum^{k=0:K} ((L_r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha [C[k]] \cdot \prod^{m=k+1:K} (1 - \alpha [C[m]])) \cdots (1)$

[0078] $OUT_G[K] = \sum^{k=0:K} ((L_g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha [C[k]] \cdot \prod^{m=k+1:K} (1 - \alpha [C[m]])) \cdots (2)$

[0079] $OUT_B[K] = \sum^{k=0:K} ((L_b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha [C[k]] \cdot \prod^{m=k+1:K} (1 - \alpha [C[m]])) \cdots (3)$

[0080] 将由三维图像处理部 0016 创建的三维图像由图像合成部 0017 配置在与任意的截面图像同一画面上, 在显示部 0009 进行显示。

[0081] 另外, 在本实施方式中, 超声波诊断装置 0001 具备梯度运算部 0019, 但也能去除梯度运算部 0019。这种情况下, 式 (1) ~ (3) 中的梯度体数据 $S[k]$ 的项从式 (1) ~ (3) 去除 (或作为“1.0”处置), 因此不对创建的三维图像做出贡献。

[0082] 接下来使用图 6 来说明本实施方式的三维图像的特征。图 6 的三维图像 0601 是用本实施方式的手法构成的三维图像, 三维图像 0602 是用以 Levoy 的手法为代表的一般体绘制手法构成的三维图像。如图 6 所示那样, 现有的三维图像 0602 沿胎儿的脸的轮廓具有暗且细的阴影 0604。另一方面, 本实施方式的三维图像 0601 通过对脸的轮廓强调阴影 0603 来使轮廓浮现, 由此使边界明了。另外, 在现有的三维图像 0602 中, 用细的轮廓线 0606 表征胎儿的内眼角。另一方面, 在本实施方式的三维图像 0601 中, 用深的阴影 0605 强调显示胎儿的内眼角, 边界变得明了。如此, 通过强调阴影来使边界明了, 能在体绘制法中得到提升了真实性的自然的图像。

[0083] 图 7 是表示本实施方式中的显示例的图。如图 7 所示那样, 同时显示各平面相互正交的三截面 0701、0702、0703 和三维图像 0704。如此, 由图像合成部 0017 将由三维图像处理部 0016 创建的三维图像配置在与正交三截面 (或任意的截面图像) 0701、0702、0703 同一画面上, 在显示部 0009 进行显示。通过一边参考各截面一边用三维图像观察表面, 能提升检查精度和效率。

[0084] 另外, 不仅图 7 的显示形式, 还能显示现有的三维图像 0602 和本实施方式的三维图像 0601 的重叠图像。另外, 还能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。

[0085] 以上说明了本实施方式, 但本发明并不限于此, 能在权利要求记载的范围内进行变更、变形。

[0086] 图 8 是对本实施方式的变形例进行表示的框图。图 9 是表征本实施方式的变形例的照度运算的概念图的图。如图 8 所示那样, 超声波诊断装置 0001 可以在照度运算部 0023 的后级具备照度补正部 0080、补正光学特性设定部 0081、以及补正光源信息设定部 0082。本实施方式所涉及的超声波诊断装置 0001 具备: 补正光源信息设定部 0082, 其将所述三维空间中的视线方向的相反方向设定为补正光源方向, 设定表征对补正光源方向照射光的补正光源的特性的补正光源数据; 补正光学特性设定部 0081, 其设定表征所述亮度体数据相对于所述补正光源的光学特性的权重系数; 和照度补正部 0080, 其基于所述补正光源数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度, 基于算出的所述补正照度来创建补正照度体数据, 投影处理部 0018 从所述亮度体数据以及所述补正照度体数据创建所述三维图像。

[0087] 照度运算部 0023 中的照度体数据在从光源 0302 的近位向远位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, 能在从观察者的视点 0900 观察的照度中加进光在观察者的视线方向 0901 的从远位向近位的方向上传播的结果的照度。

[0088] 修正光源信息设定部 0082 在视点 0900 的相反侧设定修正光源,在视线方向 0901 的相反方向上设定修正光源方向 0902。即,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,在修正光源方向 0902 上设定表征照射光的修正光源的特性的修正光源数据。

[0089] 修正光学特性设定部 0081 设定视线方向 0901 的相反方向(修正光源方向 0902)上的权重系数。即,修正光学特性设定部 0081 设定表征亮度体数据相对于修正光源的光学特性的权重系数。

[0090] 照度修正部 0080 为了创建在视线方向从远位向近位的方向上修正了照度体数据的修正照度体数据,进行照度修正运算。即,照度修正部 0080 基于修正光源数据以及权重系数来算出与亮度体数据的坐标相应的位置的照度,基于算出的修正照度来创建修正照度体数据。

[0091] 如图 9 所示那样,与图 3 同样,对亮度体数据 0301 设定光源 0302 和光源方向 0303。在创建照度体数据时,在设定视线方向 0901 的情况下,修正光源信息设定部 0082 在视点 0900 的相反侧设定修正光源,在与视线方向相反的方向上设定修正光源方向 0902。

[0092] 面 0904 是亮度体数据 0301 最初与修正光源方向 0902 的正交面交叉的(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 的正交面交叉的(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。

[0093] 照度修正部 0080 沿光源方向 0902 对正交的面进行照度修正。如图 9 所示那样,照度修正部 0080 在从面 0904 到面 0905 的范围内进行照度修正,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。

[0094] 接下来,使用图 10 来说明照度修正部 0080 的构成。如图 10 所示那样,照度修正部 0080 具备:加法运算部 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、以及加权加法运算部 0404。图 4 和图 10 中以相同编号记载的构成要素只要没有特别提到就有相同的功能。

[0095] 照度修正部 0080 具备:加法运算部 1001,其对所述修正光源数据以及所述照度体数据进行加法运算;二维卷积处理部 0403,其通过对所述修正光源数据以及所述照度体数据的加法运算值进行二维卷积积分来生成二维卷积积分数据;和加权加法运算部 0404,其通过基于所述权重系数对所述修正光源数据以及所述二维卷积积分数据进行加权加法运算,来创建所述修正照度体数据。

[0096] 照度修正部 0080 针对容纳在光源数据保持部 0402 的输入光源数据(修正光源数据)从照度体数据存储部 0401 读出相符坐标的输出照度数据,在输入光源数据(修正光源数据)上加上输出照度数据。即,加法运算部 1001 对修正光源数据以及照度体数据进行加法运算。但在照度修正部 0080 的光源数据保持部 0402 没有初始值这一点上与照度运算部 0023 的光源数据保持部 0402 不同。

[0097] 在照度修正部 0080 中,加法运算部 1001 对容纳在光源数据保持部 0402 的输入光源数据、和从照度体数据存储部 0401 读出的相符坐标的输出照度数据进行加法运算,更新并保持输入光源数据。

[0098] 二维卷积处理部 0403 对由加法运算部 1001 保持的输入光源数据进行二维卷积积

分。即，二维卷积处理部 0403 通过对补正光源数据以及存储在照度体数据存储部 0401 的照度体数据的加法运算值进行二维卷积积分来生成二维卷积积分数据。

[0099] 加权加法运算部 0404 被输入二维卷积处理部 0403 的输出结果即二维卷积积分数据，被输入由加法运算部 1001 保持的更新过的输入光源数据。加权加法运算部 0404 对二维卷积处理部 0403 的输出结果、和由加法运算部 1001 保持的更新过的输入光源数据进行加权加法运算。即，加权加法运算部 0404 通过对补正光源数据以及二维卷积积分数据基于权重系数进行加权加法运算，来创建补正照度体数据。在此，加权加法运算部 0404 所用的权重系数由在补正用途中进行设定的补正光学特性设定部 0081 设定。权重系数如上述那样，可以从将亮度体数据的亮度和距体表（或组织表面）的距离这 2 个作为指标、二维地表现的二维表中被参考。

[0100] 补正照度体数据存储部 1002 将加权加法运算部 0404 的结果和与体素坐标相应的位置信息一起容纳。另外，将加权加法运算部 0404 的结果输入到光源数据保持部 0402，作为输入光源数据而容纳（保持）。

[0101] 根据图 8～图 10 所示的变形例，能在从观察者的视点 0900 观察的照度中加进光在观察者的视线方向 0901 的从远位向近位的方向上传播的结果的照度，能创建计算了来自光源方向 0303 和补正光源方向 0902 这 2 个方向的照度的补正照度体数据。另外，虽然将补正照度体数据存储部 1002 和照度体数据存储部 0401 设为独立的构成，但也能设为使用公共的存储器区域的构成。

[0102] 另外，与上述的本实施方式同样，在照度补正部 0080 创建的补正照度体数据在进一步提升真实性的情况下，照度运算（或照度补正运算）可以按光源的每个波长进行。这种情况下，和本实施方式同样，按设定的每个波长反复实施照度运算（或照度补正运算），创建设定的每个波长的补正照度体数据。在例如光源 0302 是加色混合的三原色的情况下，照度补正部 0080 设定与 R 要素、G 要素、B 要素的波长相当的 3 个种类的权重系数（或二维权重系数表），生成 3 个种类的补正照度体数据。然后，投影处理部 0018 根据在照度补正部 0080 创建的 3 个种类的补正照度体数据、和容纳在体数据存储部 0015 的亮度体数据来创建三维图像。即，投影处理部 0018 根据亮度体数据以及补正照度体数据创建三维图像。

[0103] 如此，通过计算来自光源方向 0303 和补正光源方向 0902 这 2 个方向的照度，能计算基于更自然的阴影的照度，能在体绘制法中创建提升了真实性的三维图像。

[0104] 另外，使用图 11 来说明其它变形例。如图 11 所示那样，在其它变形例中，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。

[0105] 如图 11 所示那样，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，将二维卷积积分数据输出给加权加法运算部 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。即，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，生成复杂的二维卷积积分数据。

[0106] 加权加法运算部 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加法运算处理，创建输出照度数据，并容纳在照度体数据存储部 0401 的相符体素坐标中。

[0107] 说明了图 11 所示的二维卷积处理部 0403 的构成。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 相对于所输入的

输入光源数据分别输出不同的二维卷积积分数据,分别输出给加权加法运算部 0404。这种情况下,加权加法运算部 0404 中的权重系数保持针对输入光源数据、和由二维卷积处理部 0403(0403-1 ~ 0403-N) 创建的多个二维卷积积分数据的系数。二维卷积处理部 0403(0403-1 ~ 0403-N) 的按每个输出结果而不同的权重系数可以从二维表中被参考,在加权加法运算部 0404 使用。

[0108] 通过如此地超声波诊断装置 0001 具备多个二维卷积处理部 0403-1 ~ 0403-N,能表现多个与光的行为相应的阴影效果,能在体绘制法中创建计算了基于更自然的光的行为(例如散射)的照度的三维图像。

[0109] 另外,显示部 0009 也可以显示表示根据亮度和距体表的距离而得到的色相的色图。即,显示部 0009 显示与规定权重系数的二维权重系数表对应、将亮度体数据的亮度和距对象物的表面的距离作为指标的色图。图 12 是表示在本实施方式中的显示例中显示色图这一情况的图。如图 12 所示那样,与图 7 同样,同时显示相互正交的三截面 0701 ~ 0704 和三维图像 0704。并且显示色图 1201。色图 1201 是用于视觉认识由二维权重系数表 0501 实现的三维图像的色泽的虚拟的色图。

[0110] 色图 1201 将亮度体素值配置在纵轴。色图 1201 如使用图 4 以及图 5 说明的那样,将响应于距组织表面的距离基于二维权重系数表 0501 而进行的照度运算的反复次数(相当于距组织表面的距离)配置在横轴。如此,色图 1201 是表示根据亮度和距体表的距离而得到的色相的参考图像。

[0111] 操作者能通过确认色图 1201 来认识对三维图像(照明三维图像)0704 分配了怎样的色相。例如,能认识显示的区域是骨头还是软组织。还能将色图 1201 的轴的方向倒置,或将轴翻转。

[0112] 另外,色图 1201 也可以从多个色图中选择。例如,显示部 0009 也可选择性地显示对与对象物的组织(胎儿的脸区域或骨区域等)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色图。图 13 是表示色图 1201 的选择方法的图。如图 13 所示那样,通过用操作部 0004(指针、轨迹球、以及编码器等)操作显示在显示部 0009 上的区域选择用的图形界面 1300,能选择色图 1201。

[0113] 图 13 的选择画面 1301 是在检查时显示的按钮的示例,能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,能创建与对象相应的三维图像。

[0114] 在对象 1 按钮 1302 指定胎儿的脸的情况下,若选择对象 1 按钮 1302,则选择适于胎儿的脸的权重系数(二维权重系数表 0501),并在光学特性设定部 0022 或补正光学特性设定部 0081 中被设定,显示与对象 1 按钮 1302 对应的色图 1312。

[0115] 在对象 2 按钮 1303 指定胎儿的骨的情况下,若选择对象 2 按钮 1303,则选择适于骨区域的权重系数(二维权重系数表 0501),并在光学特性设定部 0022 或补正光学特性设定部 0081 中被设定,显示与对象 2 按钮 1303 对应的色图 1313。区域选择用的图形界面 1300 还能显示所选择的色图 1312 ~ 1314。

[0116] 色图 1312 ~ 1314 是基于由各个对象按钮 1302 ~ 1304 选择的二维权重系数表 0501 创建的色图,通过与对象按钮 1302 ~ 1304 同时显示,操作者能毫不犹豫地选择适合的色图。

[0117] 另外,也可与如图 14 所示那样在区域选择用的图形界面 1300 显示选择画面 1305。选择画面 1305 是与在检查时显示的按钮不同的示例,包含显示所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,通过由操作者操作对象选择按钮上 1307 或对象选择按钮下 1308,能创建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、对象 2(对象 2 按钮)指定胎儿的骨的情况下,通过对象选择按钮上 1307 或对象选择按钮下 1308 依次切换对象。这种情况下,在对象 1(对象 1 按钮)的选择时,选择适于胎儿的脸的权重系数,并在光学特性设定部 0022 或补正光学特性设定部 0081 中被设定,切换色图 1201。接下来,在通过对象选择按钮下 1308 选择对象 2(对象 2 按钮)的情况下,选择适于骨区域的权重系数,对光学特性设定部 0022 或补正光学特性设定部 0081 进行设定,切换色图 1201。

[0118] 另外,输入光源数据能根据对象切换,还能将与对象相应的输入光源数据设定在光源信息设定部 0021 中。另外,对象选择画面还能对权重系数和输入光源数据分别准备,独立地选择(或控制)权重系数和输入光源数据。

[0119] 产业上的利用可能性

[0120] 本发明所涉及的超声波诊断装置具有能创建表现光的漏出、吸收等所带来的阴影效果的三维图像的效果,作为根据超声波的亮度体数据生成三维投影像的超声波诊断装置有用。

[0121] 标号的说明

[0122] 0001 超声波诊断装置

[0123] 0002 超声波探头

[0124] 0003 控制部

[0125] 0004 操作部

[0126] 0005 发送部

[0127] 0006 接收部

[0128] 0007 收发控制部

[0129] 0008 调相加法运算部

[0130] 0009 显示部

[0131] 0011 断层信息运算部

[0132] 0012 三维数据存储部

[0133] 0013 任意截面图像创建部

[0134] 0014 三维坐标变换部

[0135] 0015 体数据存储部

[0136] 0016 三维图像处理部

[0137] 0017 图像合成部

[0138] 0018 投影处理部

[0139] 0019 梯度运算部

[0140] 0021 光源信息设定部

[0141] 0022 光学特性设定部

- [0142] 0023 照度运算部
- [0143] 0080 照度补正部
- [0144] 0081 补正光学特性设定部
- [0145] 0082 补正光源信息设定部
- [0146] 0401 照度体数据存储部
- [0147] 0402 光源数据保持部
- [0148] 0403 二维卷积处理部
- [0149] 0404 加法运算部
- [0150] 1001 加法运算部
- [0151] 1002 补正照度体数据存储部
- [0152] 1201、1312、1313、1314 色图
- [0153] 1300 图形界面
- [0154] 1301、1305 选择画面

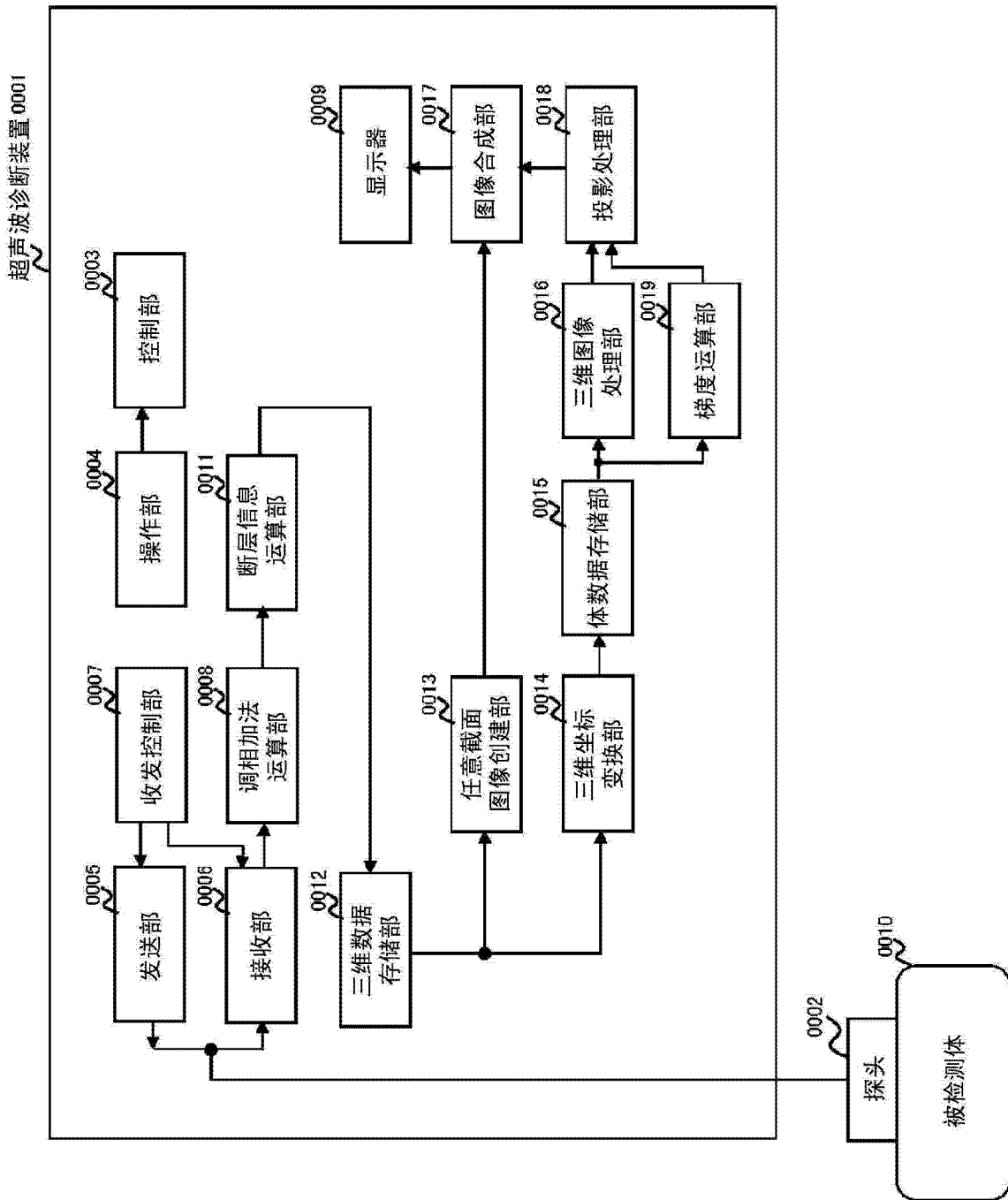


图 1

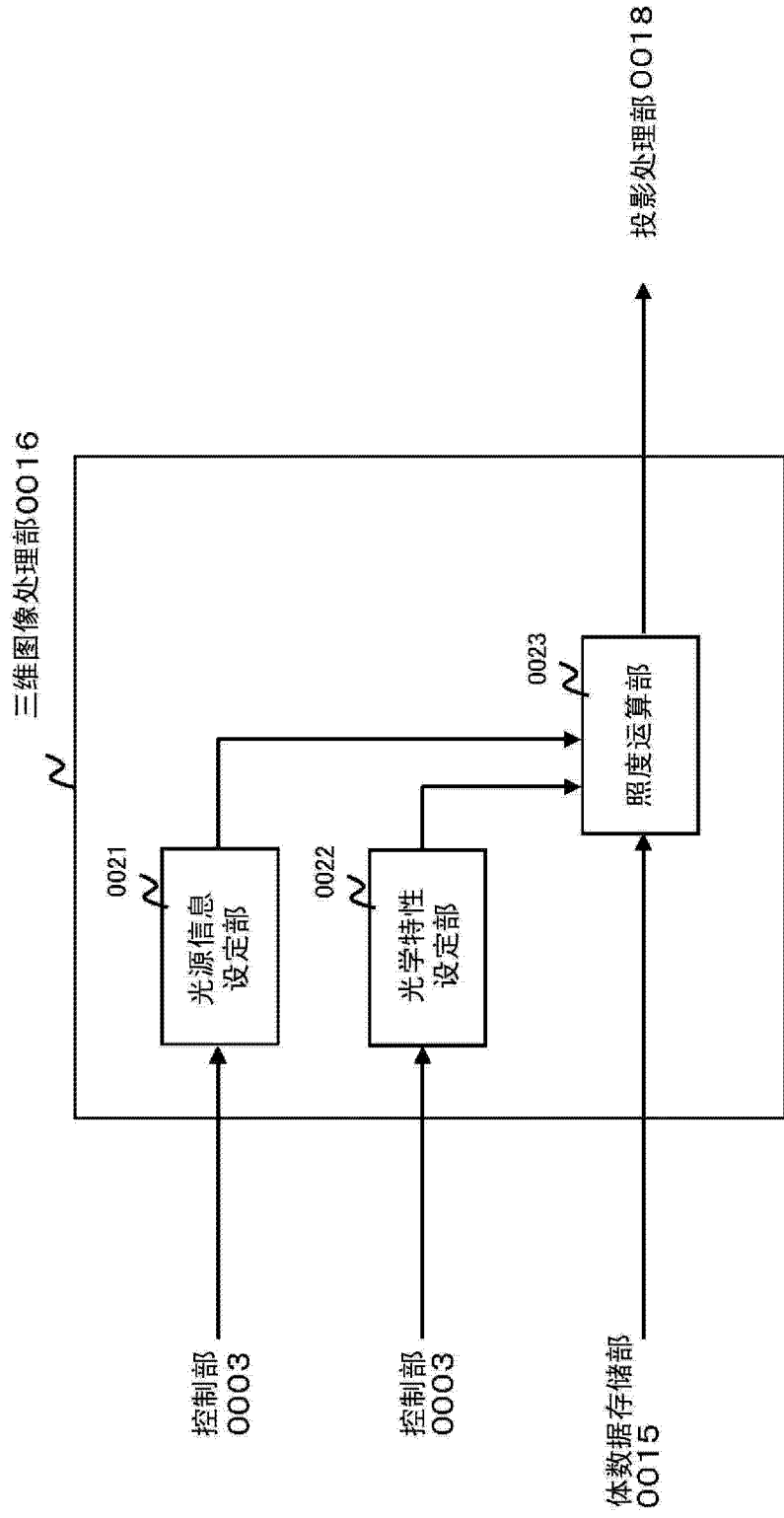


图 2

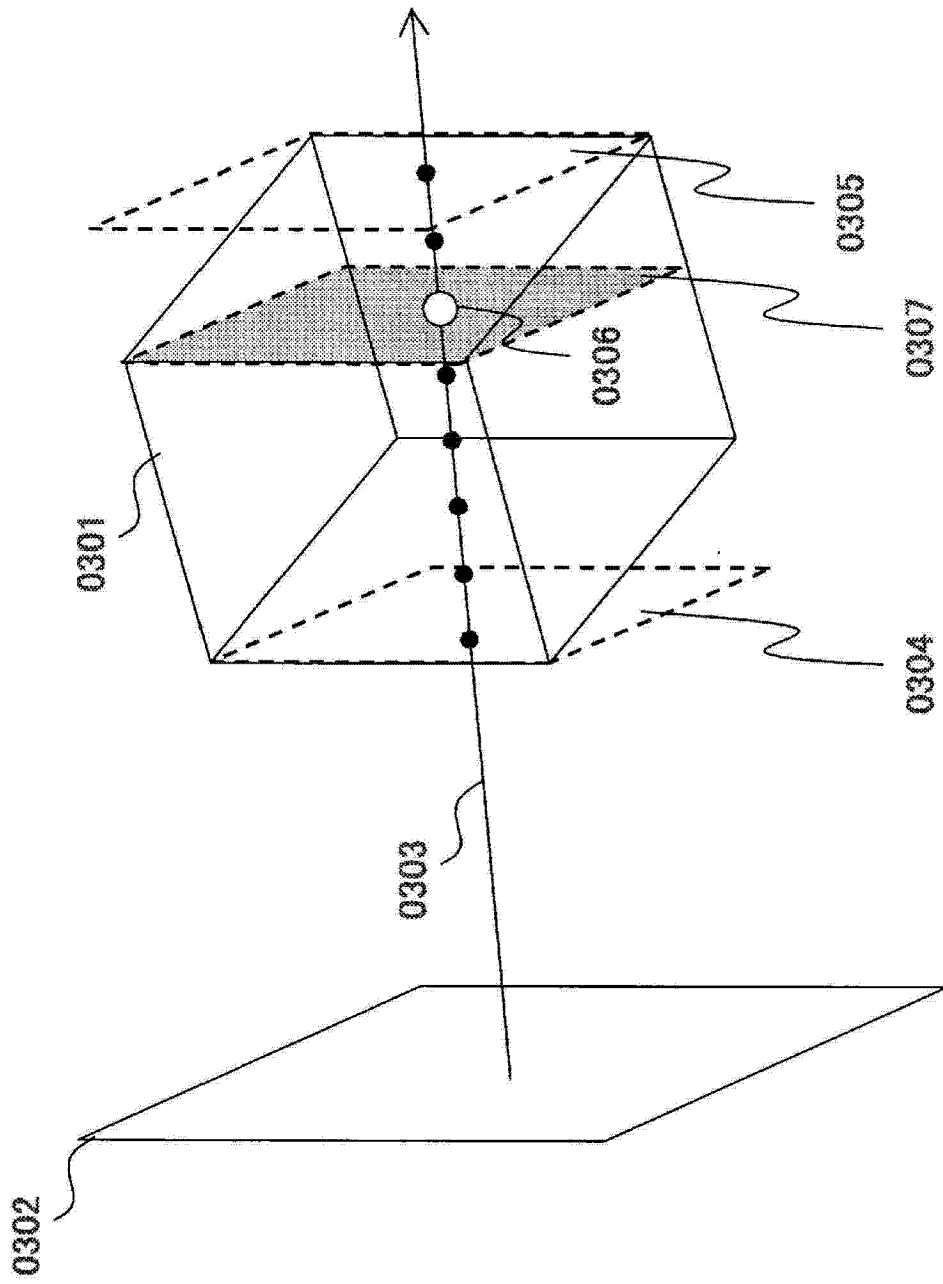


图 3

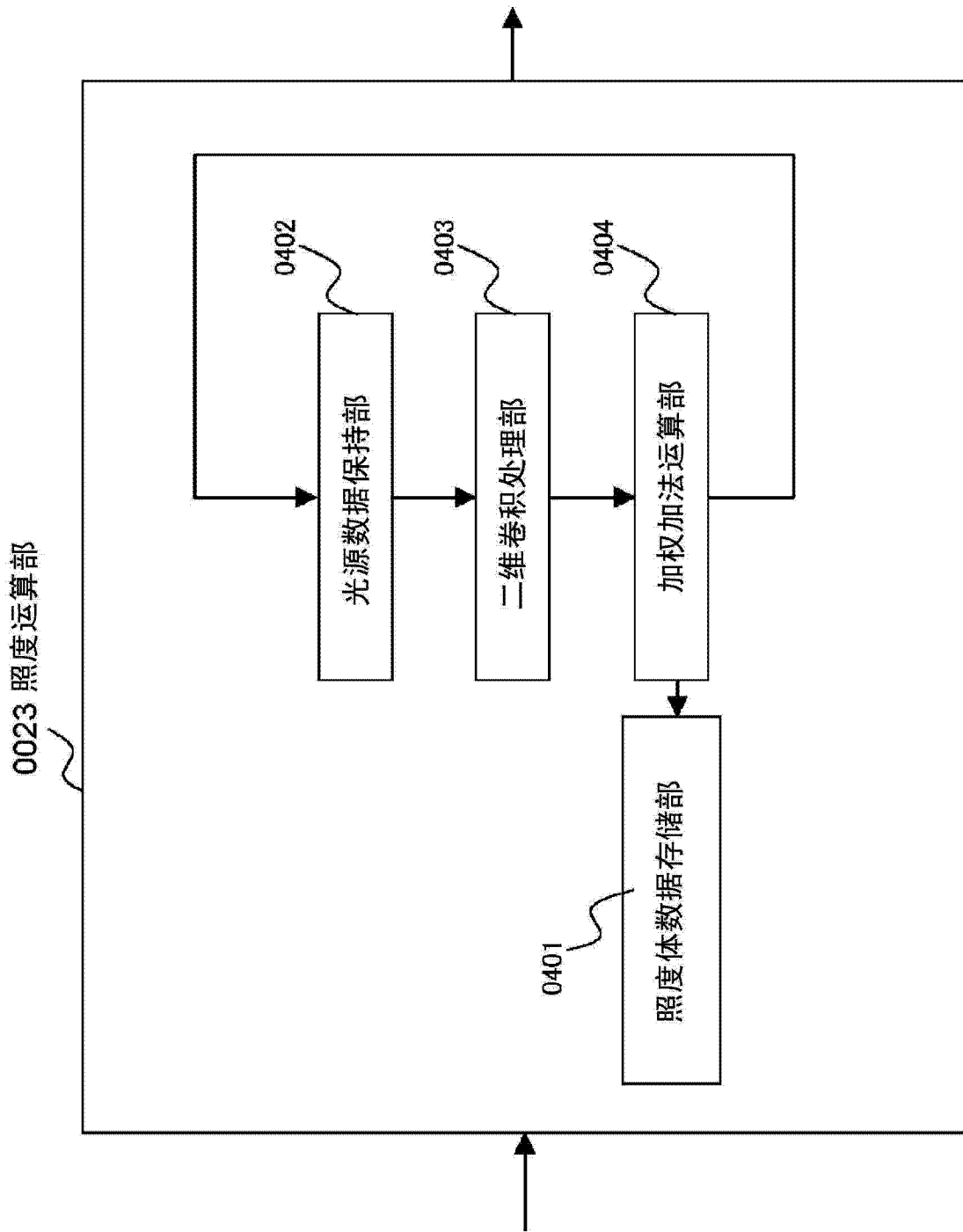


图 4

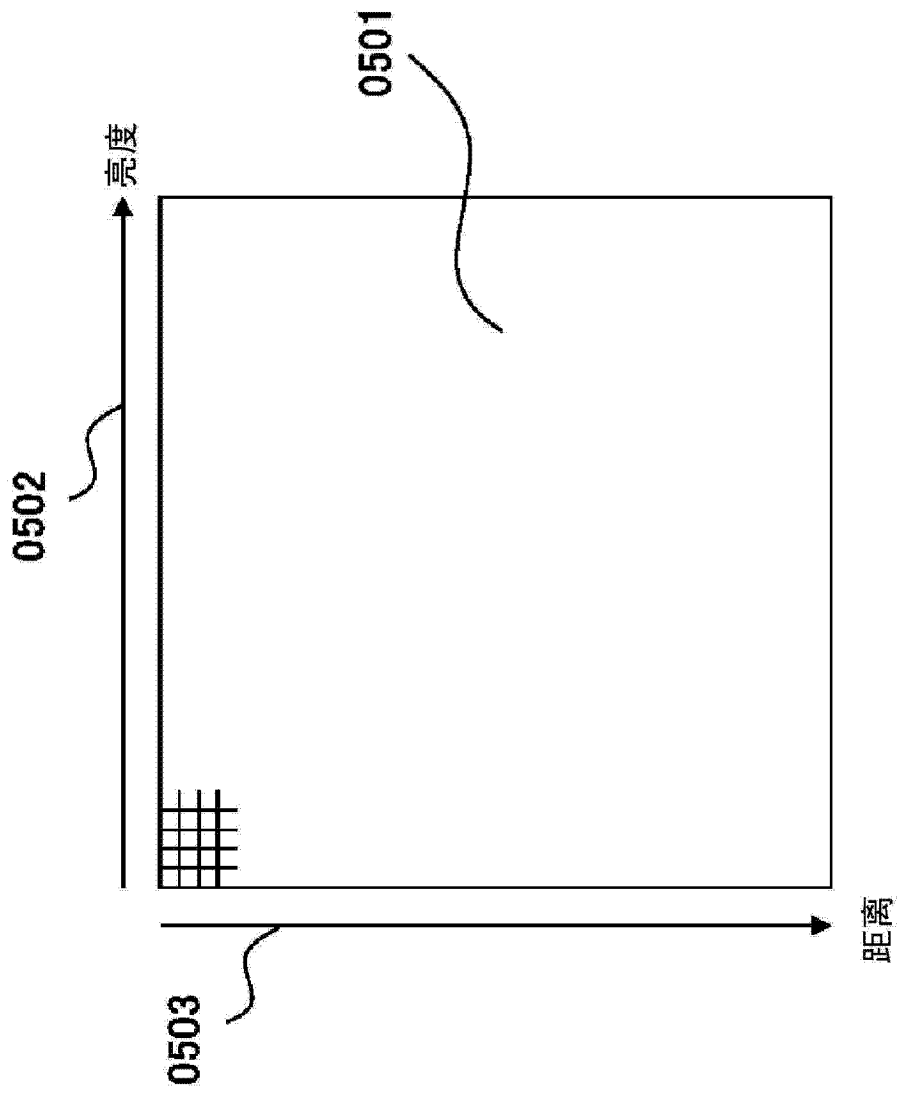


图 5

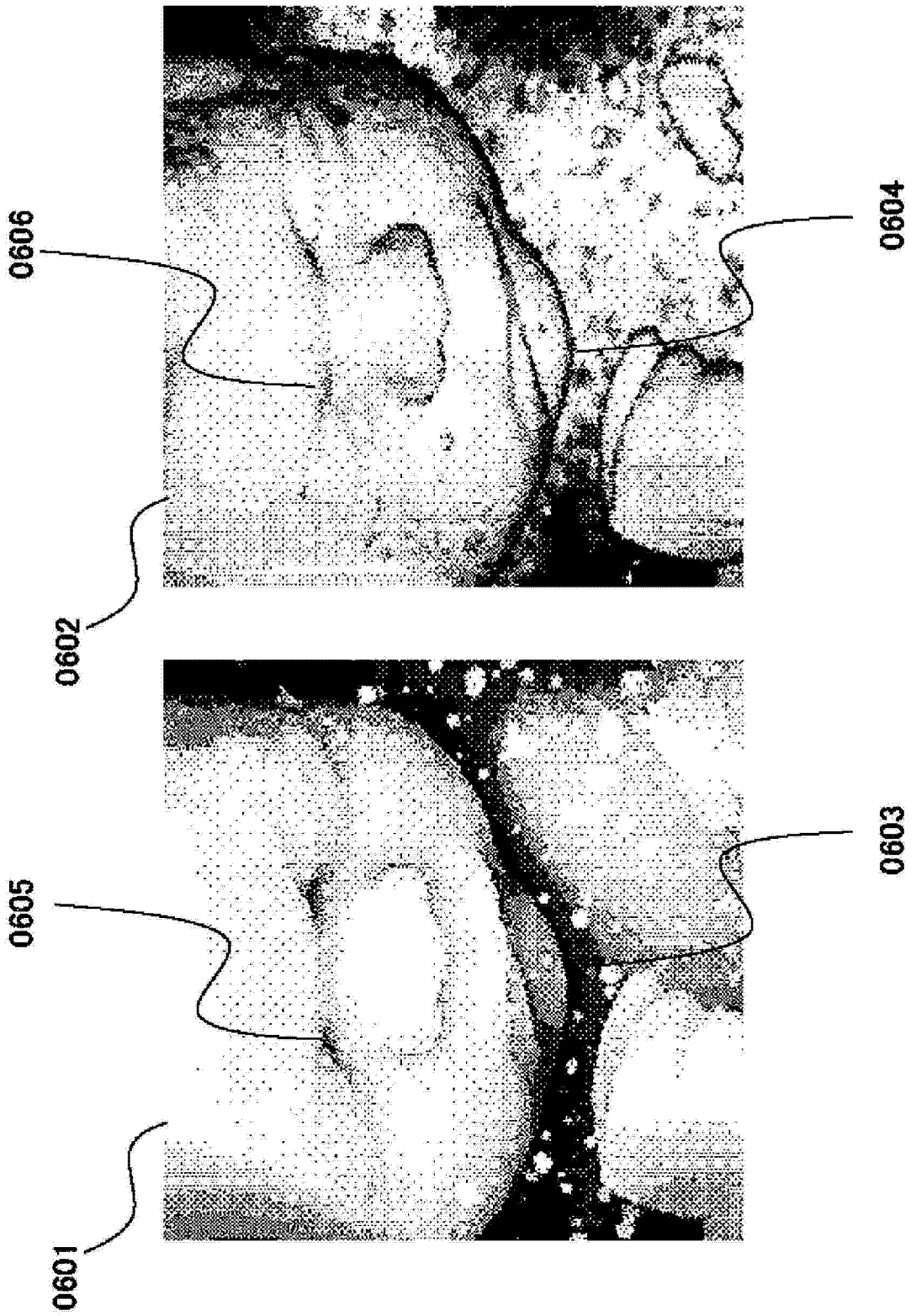


图 6

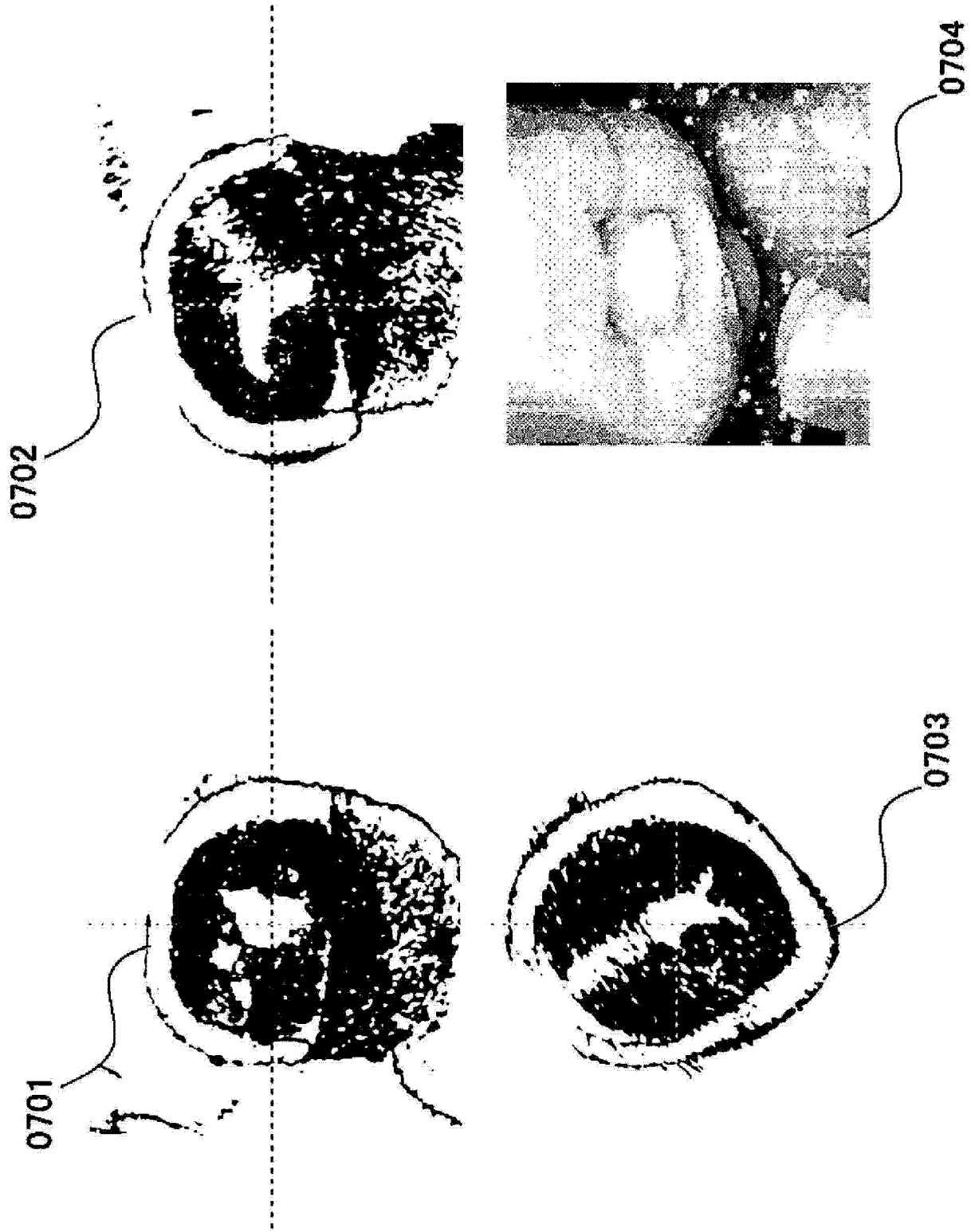


图 7

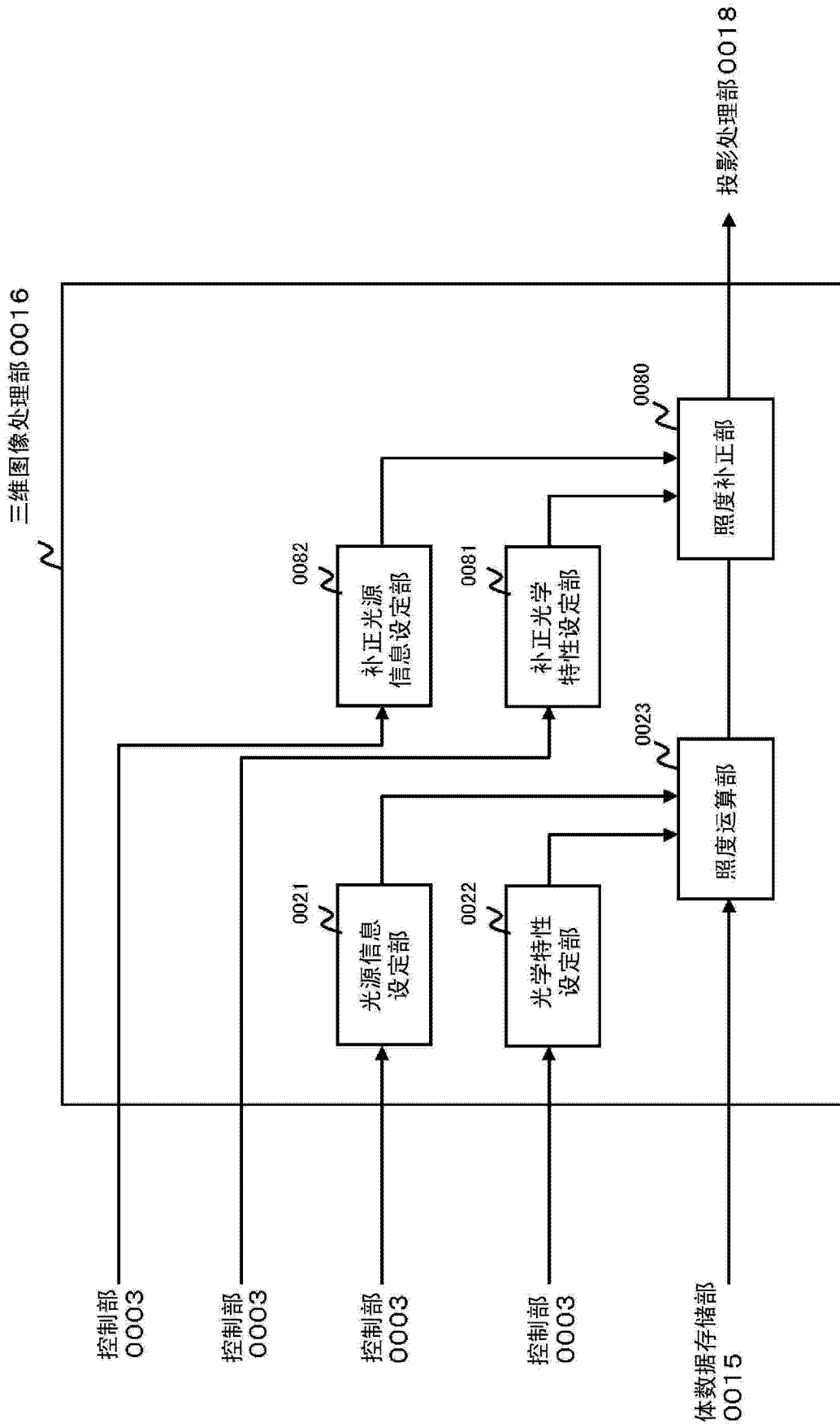


图 8

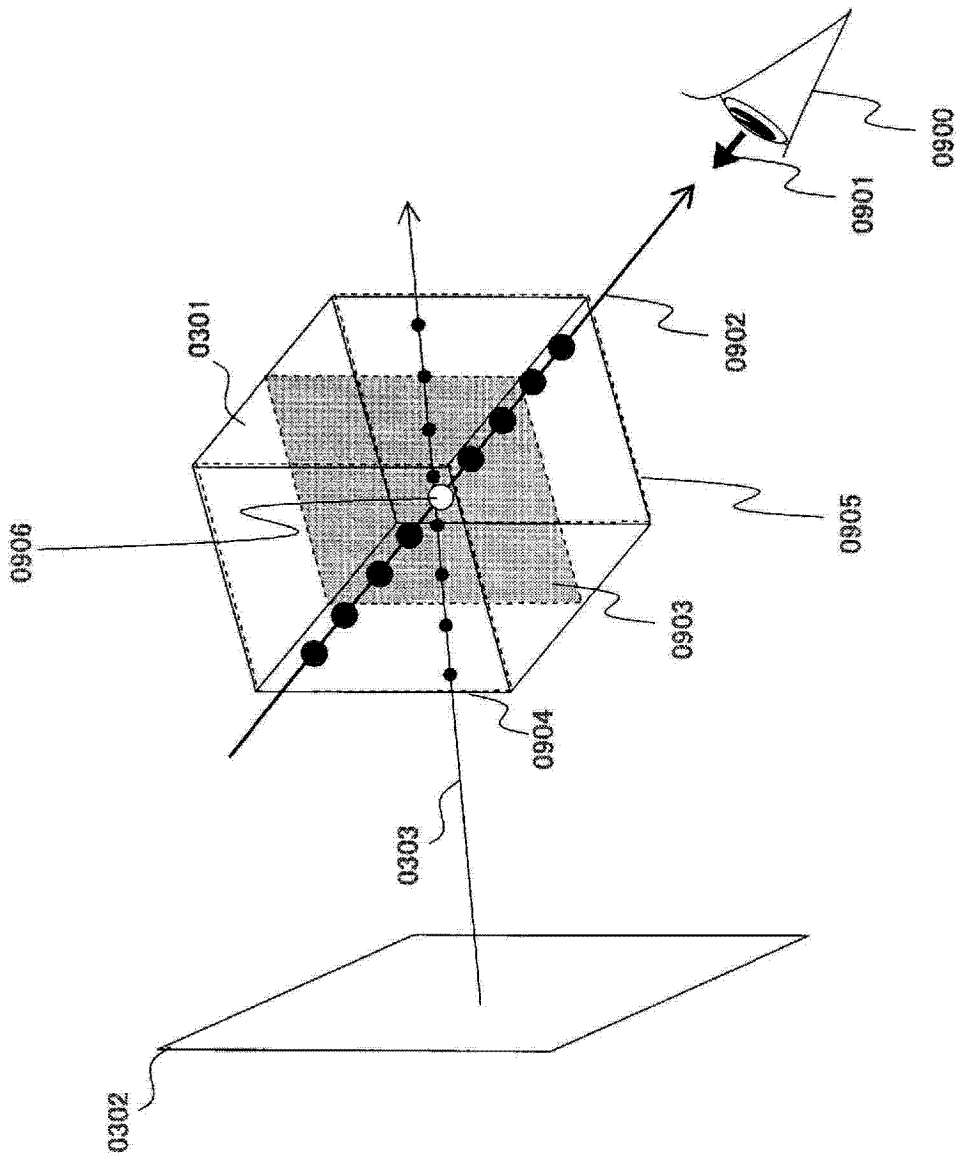


图 9

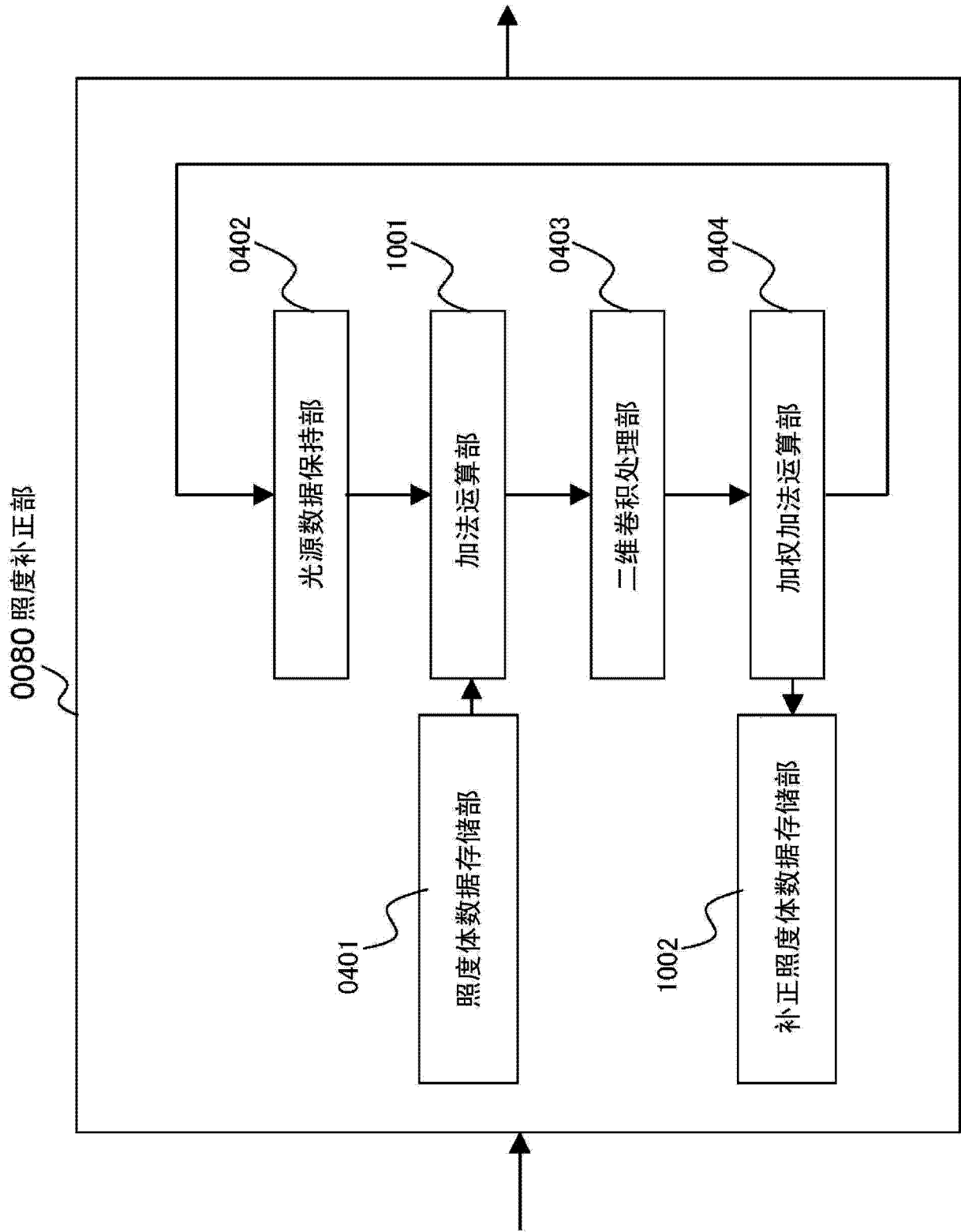


图 10

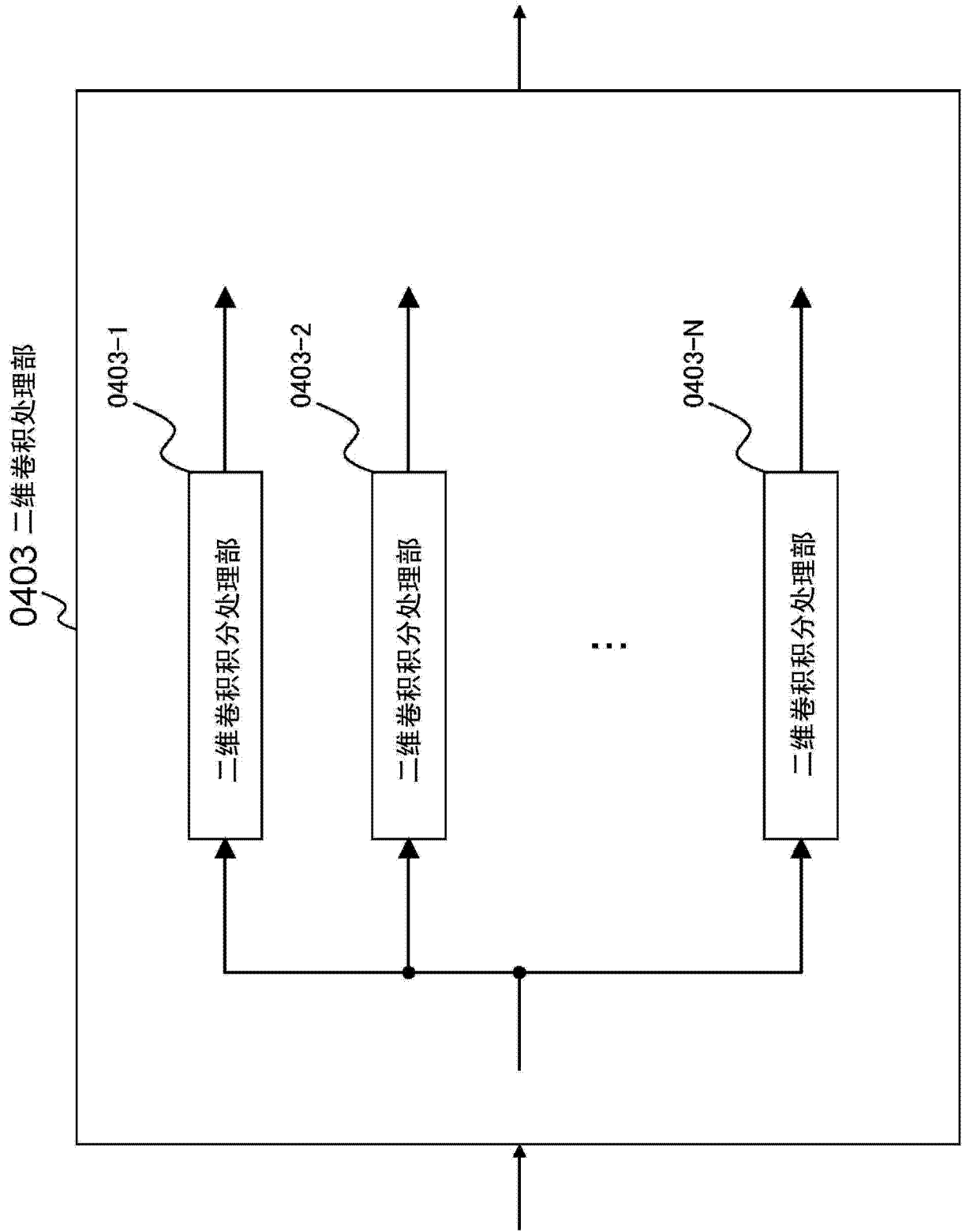


图 11

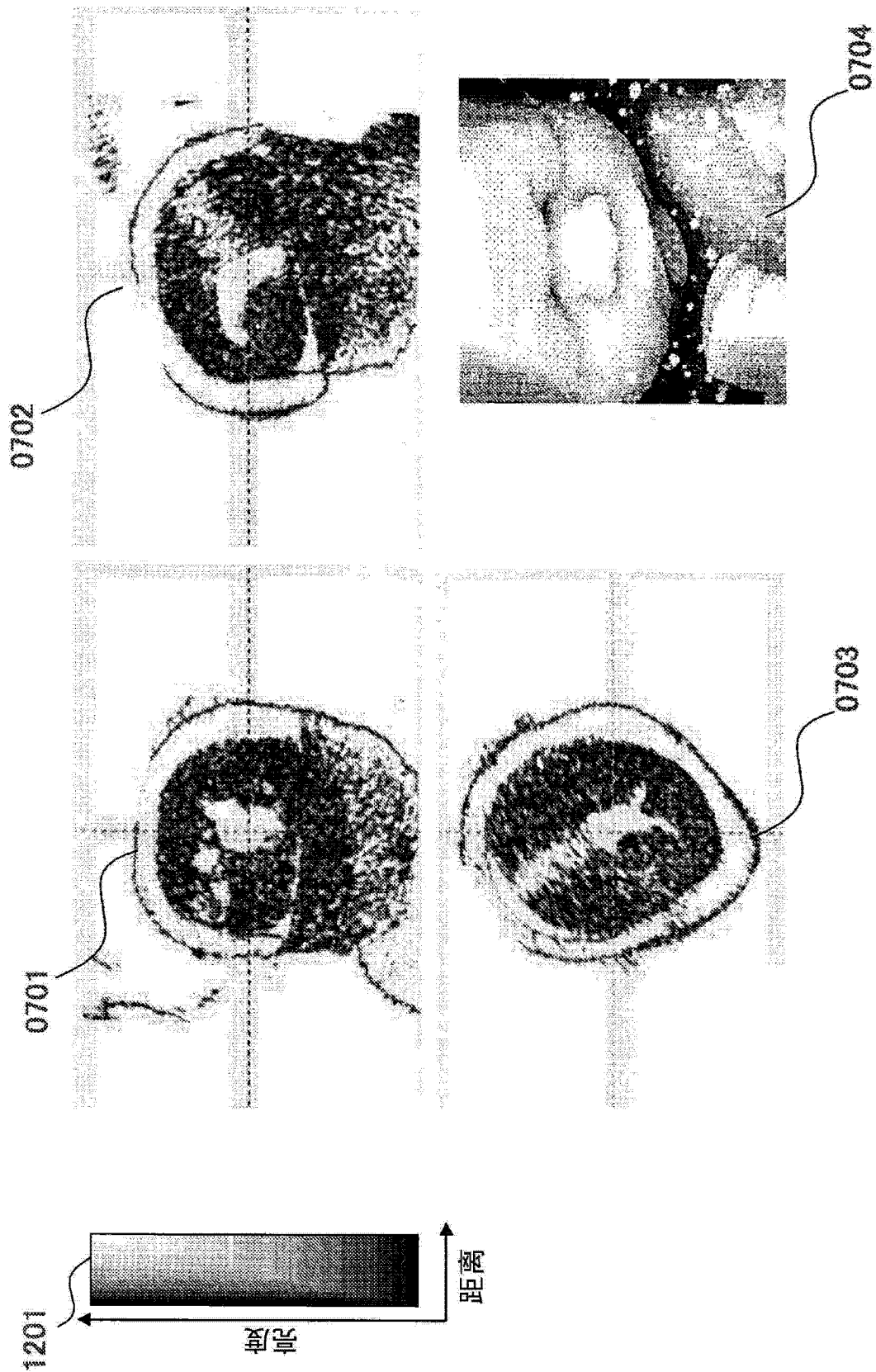


图 12

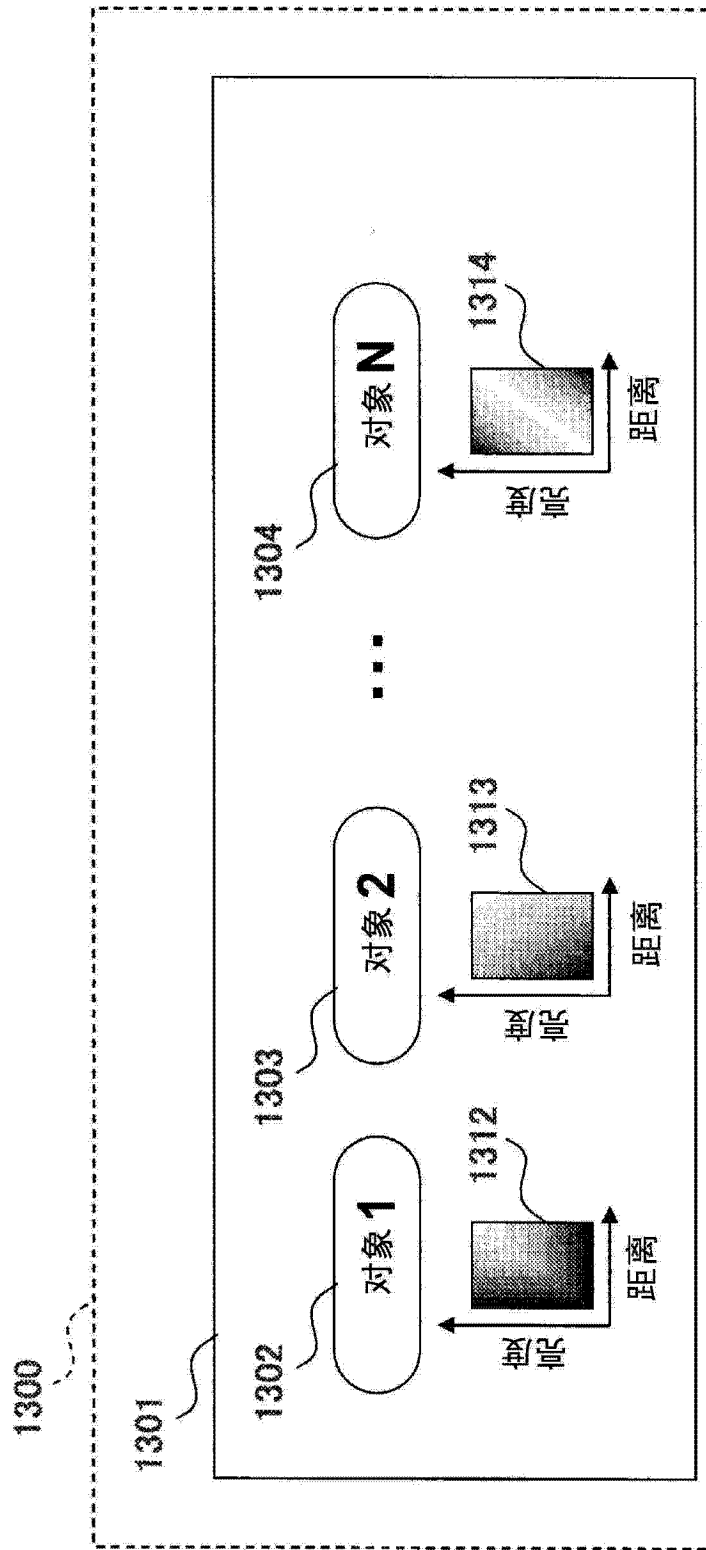


图 13

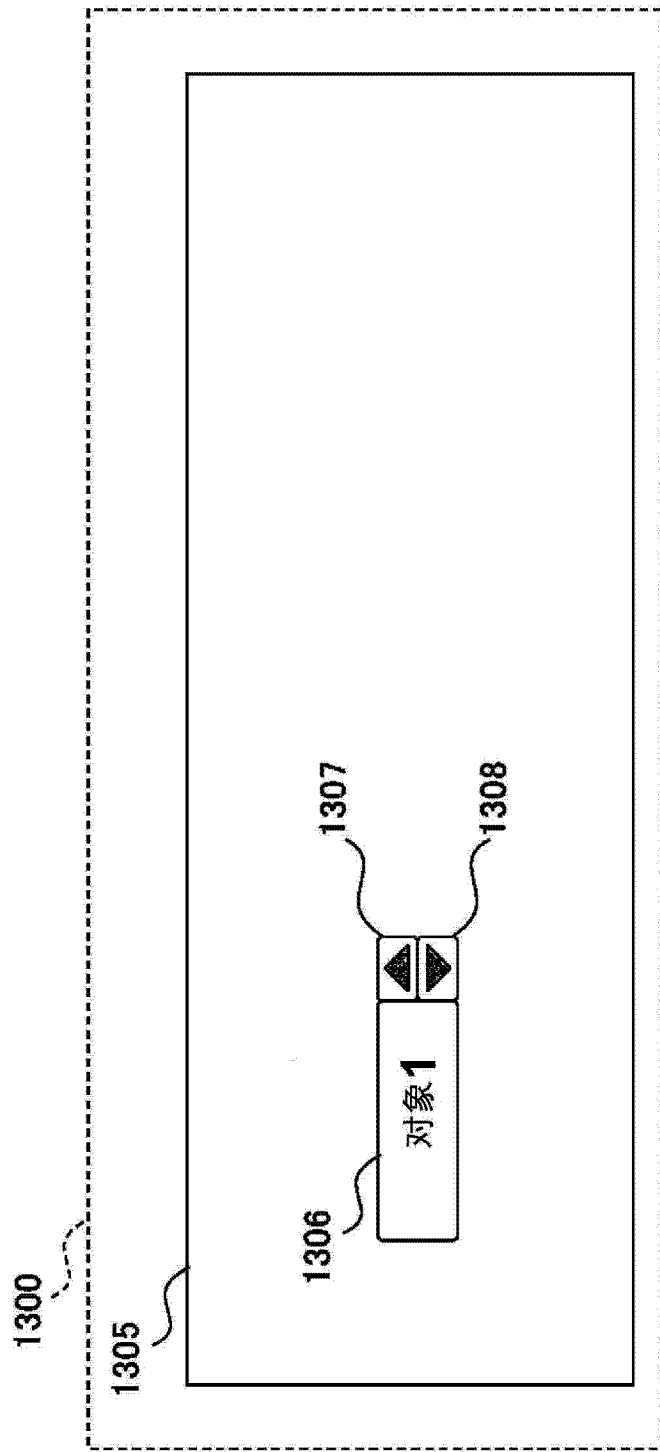


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波三维图像创建方法		
公开(公告)号	CN104812312A	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	CN201380060365.7	申请日	2013-09-12
[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		
CPC分类号	A61B8/466 A61B8/483 G06T19/00 A61B8/5215 A61B8/0866 G06T15/506 G06T2210/41		
优先权	2012213185 2012-09-26 JP		
其他公开文献	CN104812312B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供能创建表现光的漏出、吸收等所带来的阴影效果的三维图像的超声波诊断装置。本发明的超声波诊断装置是基于亮度体数据显示对象物的三维图像的超声波诊断装置，具备：光源信息设定部，其设定表征在三维空间中设定的光源的特性的光源数据；光学特性设定部，其设定表征所述亮度体数据相对于所述光源的光学特性的权重系数；照度运算部，其基于所述光学数据以及所述权重系数来算出与所述亮度体数据的坐标相应的位置的照度，基于算出的所述照度来创建照度体数据；和投影处理部，其根据所述亮度体数据以及所述照度体数据创建所述三维图像。

