



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102894995 A

(43) 申请公布日 2013.01.30

(21) 申请号 201210266362.6

(22) 申请日 2012.07.30

(30) 优先权数据

2011-165000 2011.07.28 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 谷川俊一郎

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 姜甜 李浩

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

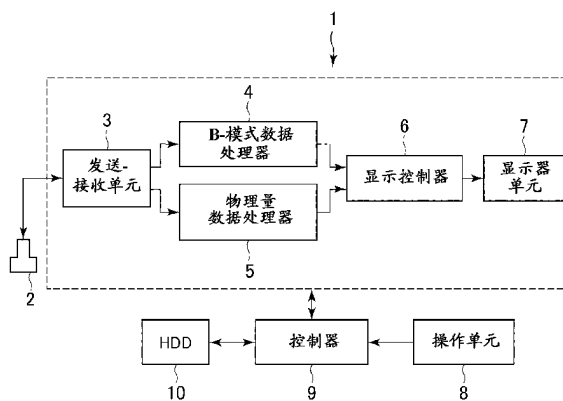
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 19 页

(54) 发明名称

超声诊断设备及其方法

(57) 摘要

本发明的名称为“超声诊断设备及其方法”。一种超声诊断设备(1),包括:物理量计算单元(5),其基于通过将超声发送到受检者/接收来自受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量;以及三维弹性图像数据生成单元(66),其通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据,体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与受检者的三维区域中的物理量有关的数据,从而在投影平面上获得相应像素的数据。三维弹性图像数据生成单元获得与在视线方向中的规定的弹性范围中的物理量有关的数据的数目相对应的数据作为相应像素的数据。



1. 一种超声诊断设备 (1), 包括:

物理量计算单元 (5), 其基于通过将超声发送到受检者 / 接收来自所述受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量; 以及

三维弹性图像数据生成单元 (66), 其通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据, 所述体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与所述受检者的三维区域中的所述物理量有关的数据, 从而在投影平面上获得相应像素的数据,

其中, 所述三维弹性图像数据生成单元 (66) 获得与在所述视线方向中的规定的弹性范围中的所述物理量有关的数据的数目相对应的数据作为所述相应像素的所述数据。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述相应像素的所述数据具有关于三维图像的亮度的信息, 并且包括关于与所述视线方向中的所述规定的弹性范围中的所述物理量有关的数据的数目相对应的亮度的信息。

3. 根据权利要求 2 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述三维弹性图像数据生成单元 (66) 以这样的方式获得所述相应像素的所述数据, 即, 随着对应于所述视线方向中的所述规定的弹性范围中的所述物理量的所述数据的所述数目增加, 所述三维弹性图像的所述亮度变高。

4. 一种超声诊断设备 (1), 包括:

物理量计算单元 (5), 其基于通过将超声发送到受检者 / 接收来自所述受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量; 以及

三维弹性图像数据生成单元 (66), 其通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据, 所述体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与所述受检者的三维区域中的所述物理量有关的数据, 从而在投影平面上获得相应像素的数据,

其中, 所述三维弹性图像数据生成单元 (66) 累加计算与在所述预先确定的视线方向中的规定的弹性范围中的所述物理量有关的数据, 以获得所述相应像素的所述数据。

5. 根据权利要求 4 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述相应像素的所述数据具有关于基于三维弹性图像而显示的所述三维弹性图像的亮度的信息, 并且包括关于同累加计算的、与在所述视线方向中的所述规定的弹性范围中的所述物理量有关的所述数据的值相对应的亮度的信息。

6. 根据权利要求 5 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述三维弹性图像数据生成单元 (66) 以这样的方式在所述投影平面上获得相应像素的数据, 即, 随着所累加计算的值指示的所述生物组织的所述弹性变大, 三维弹性图像的亮度变大。

7. 根据权利要求 4 至 6 中的任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述三维弹性图像数据生成单元 (66) 以这样的方式执行所述累加计算, 即, 获得其中强调与指示较大生物组织的所述弹性的物理量有关的数据的累加值。

8. 根据权利要求 4 至 7 中的任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述累加计算是加法算术运算。

9. 根据权利要求 1 至 8 中的任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中, 与所述物理量有关的所述数据是通过与所述物理量的所述数据或所述物理量分级而获得的分级数据。

10. 根据权利要求 9 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 相对于所述分级数据处的分级值来设置所述规定的弹性范围。

11. 根据权利要求 1 至 8 中的任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中, 相对于所述物理量来设置所述规定的弹性范围。

12. 根据权利要求 1 至 11 中的任一项所述的超声诊断设备 (1), 进一步包括显示关于彼此正交的三个剖面的弹性图像的剖面图像显示控制单元 (64), 基于所述物理量来生成所述三个剖面。

13. 根据权利要求 12 所述的超声诊断设备 (1), 进一步包括设置所述三个剖面的所述弹性图像中的每个的预先确定的区域的区域设置单元 (65),

其中, 所述三维弹性图像数据生成单元 (66) 相对于基于所述区域设置单元 (65) 设置的所述区域而规定的三维区域来生成所述三维弹性图像数据。

14. 根据权利要求 12 或 13 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述剖面图像显示控制单元 (64) 以与 B- 模式图像结合的形式来显示所述弹性图像。

15. 一种超声成像方法, 包括以下步骤:

基于通过将超声发送到受检者 / 接收来自所述受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量;

通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据, 所述体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与所述受检者的三维区域中的所述物理量有关的数据, 从而在投影平面上获得相应像素的数据; 以及

获得与在所述视线方向中的规定的弹性范围中的所述物理量有关的数据的数目相对应的数据作为所述相应像素的所述数据。

16. 一种超声成像方法, 包括以下步骤:

基于通过将超声发送到受检者 / 接收来自所述受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量;

通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据, 所述体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与所述受检者的三维区域中的所述物理量有关的数据, 从而在投影平面上获得相应像素的数据; 以及

累加计算与在所述预先确定的视线方向中的规定的弹性范围中的所述物理量有关的数据, 以获得所述相应像素的所述数据。

超声诊断设备及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断设备,并且具体而言,涉及用于显示各自指示生物组织的硬度或软度的弹性图像的超声诊断设备、其方法、及其控制程序。

背景技术

[0002] 已经在例如专利文献 1 等中公开了超声诊断设备,其将正常 B- 模式图像和指示生物组织的硬度或软度的弹性图像结合在一起,并且显示结合的结果。在这种类型的超声诊断设备中,以下列方式生成弹性图像。首先,在生物组织上执行发送 / 接收超声,同时通过用例如超声探头重复压力以及使生物组织松弛 (relaxation) 来使生物组织变形,从而获取回波。然后,基于关于回波的数据来计算与生物组织的弹性有关的物理量,并且将物理量转换成彩色信息以生成彩色的弹性图像。附带地,例如,计算生物组织的扭曲等作为与生物组织的弹性有关的物理量。

[0003] [专利文献 1] 日本专利 No. 3932482。

发明内容

[0004] 技术问题

同时,在专利文献 1 中,通过将 B- 模式图像和弹性图像结合在一起而获得的结合图像是二维图像。因此难以抓取待观察的立体形式,诸如肿瘤等。因此存在对显示能够抓取待观察的立体形式的三维弹性图像的超声诊断设备的需要。

[0005] 这里,组织中的物质 (mass) 比存在于其附近的正常组织更硬。但是,也存在其中物质的整个内部的硬度不均匀且包括部分软的部分的情况。因而显示在其上反映了物质的内部中的弹性的差异的三维弹性图像对诊断是有效的。考虑到前述,存在对这样的超声诊断设备、其方法及其控制程序的需要,即,其能够显示在其上反映了在预先确定的弹性范围中的待观察的物体的内部中的弹性的差异的三维弹性图像。

[0006] 问题的解决方案

本发明的一方面是一种超声诊断设备,包括:物理量计算单元,其基于通过将超声发送到受检者 / 接收来自受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量;以及三维弹性图像数据生成单元,其通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据,体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与受检者的三维区域中的物理量有关的数据,从而在投影平面上获得相应像素的数据,其中,三维弹性图像数据生成单元获得与在视线方向中的规定的弹性范围中的物理量有关的数据的数目相对应的数据作为相应像素的数据。

[0007] 本发明的另一方面是一种超声诊断设备,其包括物理量计算单元,其基于通过将超声发送到受检者 / 接收来自受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量;以及三维弹性图像数据生成单元,其通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据,体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与受检者的三维区域中的物理量

有关的数据,从而在投影平面上获得相应像素的数据,其中,三维弹性图像数据生成单元累加计算关于在预先确定的视线方向中的规定的弹性范围中的物理量的数据,以获得相应像素的数据。

[0008] 发明的有利效果

根据本发明的上面的一方面,在体积渲染处理时,可获得与在规定弹性的范围中的物理量有关的数据的数目相对应的数据作为二维投影平面上的相应像素的数据。因此获得在其上反映了待观察的目标的内部的弹性的差异的三维弹性图像是可能的。

[0009] 根据本发明的上面提到的另一方面,在体积渲染处理时,可通过累加计算与在预先确定的视线方向中的规定的弹性范围中的物理量有关的数据来获得投影平面上的相应像素的数据。因此获得在其上反映了待观察的目标的内部的弹性的差异的三维弹性图像是可能的。

[0010] 根据附图中示出的本发明的优选实施例的以下描述,本发明的另外的目标和优点将是显而易见的。

[0011] 附图简述

图 1 是显示了根据本发明的超声诊断设备的实施例的示意性配置的一个示例的框图。

[0012] 图 2 是示出了图 1 中显示的超声诊断设备中的显示控制器的配置的框图。

[0013] 图 3 是描绘了彼此正交的三个剖面的说明性示意图。

[0014] 图 4 是示出了根据实施例的超声诊断设备的操作的一个示例的流程图。

[0015] 图 5 是显示了其上显示了关于彼此正交的三个剖面的超声图像的显示单元的一个示例的示意图。

[0016] 图 6 是显示了处于针对关于彼此正交的三个剖面的超声图像设置区域的状态中的显示单元的一个示例的示意图。

[0017] 图 7 是用于描述三维区域的示意图。

[0018] 图 8 是用于描述三维区域的示意图。

[0019] 图 9 是用于描述三维区域的示意图。

[0020] 图 10 是用于描述区域的设置的示意图。

[0021] 图 11 是显示了其上显示了三维弹性图像的显示单元的一个示例以及关于彼此正交的三个剖面的超声图像的示意图。

[0022] 图 12 是用于描述规定的弹性范围的示意图。

[0023] 图 13 是体积渲染处理的说明性示意图。

[0024] 图 14 是显示了彩色弹性图像数据的数目和亮度之间的关系关系的示意图。

[0025] 图 15 是体积渲染处理的说明性示意图。

[0026] 图 16 是显示了第二实施例中分级值 (gradation value) 的倒数的相加值和亮度之间的关系关系的示意图。

[0027] 图 17 是显示了第二实施例的第一修改中的分级值的相加值和亮度之间的关系关系的示意图。

[0028] 图 18 是显示了第二实施例的第一修改中的分级值的相加值和亮度之间的关系关系的另一个示例的示意图。

[0029] 图 19 是示出了第二实施例的第二修改中的、通过取分级值的倒数的平方而获得

的值的相加值和亮度之间的关系示意图。

[0030] 图 20 是用于描述第二实施例的第二修改的效果的示意图。

具体实施方式

[0031] 将在下文中基于附图来详细描述本发明的实施例。

[0032] < 第一实施例 >

首先将基于图 1 至图 15 来阐明第一实施例。图 1 中显示的超声诊断设备 1 配备有超声探头 2、发送 - 接收单元 3、B- 模式数据处理器 4、物理量数据处理器 5、显示控制器 6、显示器单元 7、操作单元 8、控制器 9 和 HDD (硬盘驱动器) 10。

[0033] 超声探头 2 将超声发送到生物组织,并且接收其回波。超声探头 2 是执行下者的超声探头,即,发送 / 接收关于三维区域的超声,从而使得获取体积数据可能。具体地描述,超声探头 2 由以机械的方式对三维区域执行扫描的所谓的机械式 3D 探头或以电子的方式对三维区域执行扫描的 3D 探头组成。如后面将描述的那样,基于通过执行发送超声 / 接收超声而获取的回波数据来生成弹性图像,同时通过重复压力,以及使生物组织松弛到其中超声探头 2 与受检者的表面接触的状态,或者从超声探头 2 对受检者应用声辐射压力来使生物组织变形。

[0034] 在预先确定的扫描条件下,发送 - 接收单元 3 基于从控制器 9 中输出的控制信号来驱动超声探头 2,以针对每个声线执行超声的扫描。发送 - 接收单元 3 执行信号处理,诸如对超声探头 2 接收的每个回波信号进行加相处理。经受发送 - 接收单元 3 的信号处理的回波数据输出到 B- 模式数据处理器 4 和物理量数据处理器 5。

[0035] B- 模式数据处理器 4 对从发送 - 接收单元 3 中输出的回波数据执行 B- 模式处理,诸如对数压缩处理、包络检测处理等,从而生成 B- 模式数据。B- 模式数据从 B- 模式数据处理器 4 输出到显示控制器 6。

[0036] 物理量数据处理器 5 基于从发送 - 接收单元 3 中输出的回波数据来生成 (物理量计算功能) 关于与生物组织中的每个部分的弹性有关的物理量的数据 (物理量数据)。如例如日本专利公开 No. 2008-126079 中描述的那样,物理量数据处理器 5 对在一个扫描平面中的、在同一声线位置上的时间不同的回波数据设置相关窗口。物理量数据处理器 5 在相关窗口之间执行相关算术运算,以计算与弹性有关的物理量,以及从而生成物理量数据。如与弹性有关的物理量那样,可提到例如扭曲。

[0037] 对显示控制器 6 输入来自 B- 模式数据处理器 4 的 B- 模式数据和来自物理量数据处理器 5 的物理量数据。如图 2 中显示的那样,显示控制器 6 具有存储器 61、B- 模式图像数据生成单元 62、弹性图像数据生成单元 63、剖面图像显示控制单元 64、区域设置单元 65 和三维弹性图像显示控制单元 66。

[0038] 存储器 61 在其中存储关于经受超声探头 2 的超声扫描的三维区域中的相应的扫描平面的物理量数据和 B- 模式数据。因而,存储在存储器 61 中的 B- 模式数据和物理量数据是体积数据。B- 模式数据和物理量数据存储在存储器 61 中作为每个声线设置的数据。

[0039] 存储器 61 由诸如 RAM (随机存取存储器)、ROM (只读存储器) 等的半导体存储器组成。附带地,B- 模式数据和物理量数据甚至可存储在 HDD 10 中。

[0040] 现在假设与通过发送超声 / 接收超声而获得的以及在转换成 B- 模式图像数据和

彩色弹性图像数据之前的回波数据相对应的数据是原始数据。存储在存储器 61 中的 B- 模式数据和物理量数据是原始数据。

[0041] B- 模式图像数据生成单元 62 将 B- 模式数据转换成具有对应于回波的信号强度的亮度信息的 B- 模式图像数据 BD。弹性图像数据生成单元 63 将物理量数据转换成具有对应于扭曲的彩色信息的彩色弹性图像数据 ED。附带地, B- 模式图像数据 BD 中的亮度信息和彩色弹性图像数据 ED 中的彩色信息由预先确定的分级(例如 256 分级)构成。除了物理量数据本身之外,关于本发明中的物理量的数据包含基于像彩色弹性图像数据 ED 的物理量数据而生成的数据。

[0042] 剖面图像显示控制单元 64 导致显示器单元 7 显示通过将弹性图像 EG 和 B- 模式图像 BG 结合在一起而获得的超声图像 G。具体地描述,剖面图像显示控制单元 64 对 B- 模式图像数据 BD 和彩色弹性图像数据 ED 执行加法处理,以结合它们,从而生成关于待显示在显示器单元 7 上的二维超声图像的图像数据。这个图像数据在显示器单元 7 上显示为通过将单色 B- 模式图像 BG 和彩色弹性图像 EG 结合在一起而获得的二维超声图像 G。以半透明的形式显示弹性图像 EG(在对应于背景的 B- 模式图像的看穿状态中)。

[0043] 如图 3 中显示的那样,超声图像 G 对应于关于彼此正交的三个剖面(剖面 XY、剖面 YZ 和剖面 ZX)的超声图像 G1、G2 和 G3(参照图 5 等)中的每个。也就是说,剖面图像显示控制单元 64 相对于剖面 XY、YZ 和 ZX 来结合 B- 模式图像数据 BD 和彩色弹性图像数据 ED,以生成图像数据,以及显示超声图像 G1 至 G3。

[0044] 但是,剖面图像显示控制单元 64 可基于彩色弹性图像数据 ED 来将仅弹性图像 EG(对应于 EG1 至 EG3 中的每个)显示为超声图像 G(对应于 G1 至 G3 中的每个)。

[0045] 区域设置单元 65 分别针对超声图像 G1 至 G3 设置区域 R1、R2 和 R3(参照图 6)。区域设置单元 65 基于从操作单元 8 中给出的输入来设置区域 R1 至 R3。将在后面描述它们的细节。

[0046] 三维弹性图像显示控制单元 66 执行三维弹性图像数据生成功能,以生成关于三维弹性图像 EG_{3D} 的数据(三维弹性图像数据)。三维弹性图像显示控制单元 66 导致显示器单元 7 基于三维弹性图像数据来显示三维弹性图像 EG_{3D} 。三维弹性图像显示控制单元 66 相对于基于针对超声图像 G1 至 G3 设置的区域 R1、R2 和 R3 而规定的设置的三维区域 R_{3D} 来生成三维弹性图像数据,并且显示三维弹性图像 EG_{3D} 。将在后面阐明它们的细节。

[0047] 显示器单元 7 由例如 LCD(液晶显示器)、CRT(阴极射线管)等组成。操作单元 8 包括键盘和指示装置等(未显示),以供操作者输入指令和信息。

[0048] 控制器 9 具有 CPU(中央处理单元)。控制器 9 读取存储在 HDD 10 中的控制程序,并且在超声诊断设备 1 的相应的部分处执行功能,以物理量计算功能、三维弹性图像数据生成功能等开始。

[0049] 现在将基于图 4 的流程图来描述根据本实施例的超声诊断设备 1 的操作。在步骤 S1 处,首先执行发送超声/接收超声来获取体积数据。具体地描述,发送-接收单元 3 将超声从超声探头 2 发送到受检者的生物组织,并且从而获得其回波信号。此时,发送-接收单元 3 相对于三维区域来执行发送超声/接收超声,同时使生物组织变形。

[0050] 当获得回波信号时,B- 模式数据处理器 4 生成 B- 模式数据,并且物理量数据处理器 5 生成物理量数据。另外, B- 模式图像数据生成单元 62 基于 B- 模式数据来生成 B- 模

式图像数据 BD。弹性图像数据生成单元 63 基于物理量数据来生成彩色弹性图像数据 ED。然后,关于其中完成对超声的扫描的三维区域的彩色弹性图像数据 ED 和 B- 模式图像数据 BD 存储在存储器 61 或 HDD 10 中。

[0051] 接下来,在步骤 S2 处,剖面图像显示控制单元 64 导致显示器单元 7 基于存储在存储器 61 或 HDD 10 中的 B- 模式图像数据 BD 和彩色弹性图像数据 ED 来显示关于如图 5 中显示的那样彼此正交的剖面 XY、YZ 和 ZX(参见图 3) 的超声图像 G1 至 G3。超声图像 G1 是关于剖面 XY 的图像和通过结合 B- 模式图像 BG1 和弹性图像 EG1 而获得的图像。超声图像 G2 是关于剖面 YZ 的图像和通过结合 B- 模式图像 BG2 和弹性图像 EG2 而获得的图像。另外,超声图像 G3 是关于剖面 ZX 的图像和通过结合 B- 模式图像 BG3 和弹性图像 BG3 而获得的图像。

[0052] 弹性图像 EG1 至 EG3 中的每个是具有对应于彩色弹性图像数据 ED 的分级值的色调的图像。在图 5 中,弹性图像 EG1 至 EG3 的色调以点的密度表达。在弹性图像 EG1 至 EG3 中的每个中,待观察的物质 C 由点密度高于其周边的部分 dh 和点密度低于部分 dh 的部分 dl 组成。部分 dh 是比周边正常组织更硬的部分。部分 dl 是比部分 dh 更软的部分。

[0053] 接下来,在步骤 S3 处,如图 6 中显示的那样,分别针对超声图像 G1 至 G3(弹性图像 EG1 至 EG3) 设置区域 R1 至 R3。具体地,操作者通过操作单元 8 以这样的方式执行指令输入,即,区域 R1 至 R3 分别在超声图像 G1 至 G3 中设置在期望位置上。当从操作单元 8 中给出指令输入时,区域设置单元 65 设置区域 R1 至 R3。

[0054] 针对在超声图像 G1 至 G3 中待观察的它们的对应的物质 C 来设置区域 R1 至 R3。关于区域 R1 至 R3 的设置,规定了目标为生成三维弹性图像 EG_{3D} 的三维区域 R_{3D} (未显示)。

[0055] 现在将描述通过设置区域 R1 至 R3 来规定三维区域 R_{3D} 。当关于剖面 XY 的区域 R1 设置好时,如图 7 中显示的那样假设其中假设区域 R1 是剖面以及假设 z 轴方向深的方形柱的区域 RP1。当关于剖面 YZ 的区域 R2 设置好时,如图 8 中显示的那样假设其中假设区域 R2 是剖面以及假设 x 轴方向深的方形柱的区域 RP2。另外,当关于剖面 ZX 的区域 R3 设置好时,如图 9 中显示的那样假设其中假设区域 R3 是剖面以及假设 y 轴方向深的方形柱的区域 RP3。其中区域 RP1、RP2 和 RP3 在彼此上交迭的区域变成三维区域 R_{3D} 。

[0056] 附带地,例如,当发送到生物组织的超声没有充分地到达生物组织时,以及当压力的条件和压力在发送超声/接收超声时对生物组织的松弛不当时,在对应的弹性图像 EG 中可出现噪声。当在弹性图像 EG 中存在这种噪声时,区域 R1 至 R3 可优选地设置成避免噪声(但是在图 6 中未显示噪声)。将具体地阐明这一点。在图 10 中显示了超声图像 G1。在超声图像 G1 的弹性图像 EG1 处,符号 n 指示显示为弹性与物质 C 相同(但是是正常组织)的噪声部分。针对物质 C 的周边设置区域 R1,以避免噪声 n。以这种方式设置相应的区域 R1 至 R3 使得显示在此处容易观察物质 C 的三维弹性图像 EG_{3D} 成为可能。

[0057] 接下来,在步骤 S4 处,三维弹性图像显示控制单元 66 生成三维弹性图像数据,并且显示三维弹性图像 EG_{3D} ,如图 11 中显示的那样。三维弹性图像 EG_{3D} 在显示器单元 7 上与超声图像 G1 至 G3 一起显示。附带地,区域 R1 至 R3 可显示或可不显示在超声图像 G1 至 G3 处。在图 11 中没有显示区域 R1 至 R3。

[0058] 将描述生成三维弹性图像数据的细节。三维弹性图像显示控制单元 66 使用提前设置好的在规定的弹性范围中的预设的彩色弹性图像数据 ED 来生成基于区域 R1 至 R3 而

规定的三维区域 R_{3D} 中的彩色弹性图像数据（体积数据）ED 的三维弹性图像数据。

[0059] 现在将详细阐明规定的弹性范围。在本示例中，彩色弹性图像数据 ED 是范围从 0 至 255 的 256 分级的数据。因而，物理量数据提供弹性图像数据生成单元 63 进入分级状态且进行 256 分级显示，并且导致彩色弹性图像数据 EG。

[0060] 规定的弹性范围设置成 256 分级的分级值。将基于图 12 来具体地阐明这一点。假设图 12 中显示的数轴是指示范围从分级值 0 至 256 的 256 分级的数轴。假设数轴 1 中的分级值变小（在分级 0 侧），则扭曲小且生物组织硬（生物组织的弹性大），并且随着分级值变大（在分级 255 侧），扭曲大且生物组织软（生物组织的弹性小）。

[0061] 规定的弹性范围设置成范围在 256 分级中从分级值 0 至 N_1 的范围 S_1 。因而，范围 S_1 设置到硬侧，并且分级值 N_1 变成在此处范围 S_1 包括物质 C 中的部分 dh 的弹性的分级值。另一方面，部分 d1 不包含在范围 S_1 中。

[0062] 规定的弹性范围可由操作者在操作单元 8 处设置，或者可设置成默认值。可在操作单元 8 处任意地输入分级值 N_1 。

[0063] 如图 13 中显示的那样，三维弹性图像显示控制单元 66 对由三维区域 R_{3D} 中的彩色弹性图像数据 ED 构成的体积数据 VD 执行体积渲染处理，以生成三维弹性图像数据。三维弹性图像显示控制单元 66 由在以上体积数据 VD 的范围 S_1 中的彩色弹性图像数据 ED 构成的体积数据 VD 执行体积渲染处理，以生成三维弹性图像数据。具体而言，三维弹性图像显示控制单元 66 在预先确定的视线方向 ed 中将三维区域 R_{3D} 中的范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED 投射在投影平面 P 上，从而在投影平面 P 上获得相应像素的数据（像素值）。投影平面 P 上的像素数据是三维弹性图像数据。

[0064] 三维弹性图像显示控制单元 66 获取关于与在视线方向 ed 中的范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED 的数目相对应的像素值的数据作为投影平面 P 上的相应像素的数据。

[0065] 这里，三维弹性图像 EG_{3D} 是取决于投影平面 P 上的像素数据的像素值而具有不同的单种色调和亮度的图像。备选地，三维弹性图像 EG_{3D} 是取决于像素值而具有不同的无彩色（单色）和亮度的图像。

[0066] 投影平面 P 上的相应像素的数据包括关于三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度的信息。亮度信息取决于范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED 的数目。具体地，三维弹性图像显示控制单元 66 以像图 14 中显示的那样的方式来获得投影平面 P 上的相应像素的数据，即，随着范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED 的数目增加，三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变大，而随着范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED 的数目减少，三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变小。将基于图 15 来详细阐明这一点。在图 15 中，三维弹性图像显示控制单元 66 将范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED11、ED12、ED13、ED14 和 ED15 投射到投影平面 P 上，以获得像素数据 PD1。三维弹性图像显示控制单元 66 将范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED21、ED22 和 ED25 投射到投影平面 P 上，以获得像素数据 PD2。另外，三维弹性图像显示控制单元 66 将范围 S_1 的彩色弹性图像数据 ED31 和 ED35 投射到投影平面 P 上，以获得像素数据 PD3。

[0067] 附带地，图 15 中虚线所指示的彩色弹性图像数据 ED23、ED24、ED32、ED33 和 ED34 是范围 S_1 之外的数据。

[0068] 由基于像素数据 PD1、PD2 和 PD3 的最多数据而获得的像素数据 PD1 的像素值所指示的亮度最高。由基于像素数据 PD1、PD2 和 PD3 的最少数据而获得的像素数据 PD3 的像素

值所指示的亮度最低。

[0069] 附带地,假设在图 15 中示出三维区域 R_{3D} 中的体积数据的仅一些。彩色弹性图像数据 ED 的数目是为了方便阐明。可基于大于以上数目的数据的数目来获得相应像素的像素值。

[0070] 在基于按上面描述的方式生成的三维弹性图像数据而在显示器单元 7 上显示的三维弹性图像 EG_{3D} 处,随着在视线方向 ed 中的范围 S1 的彩色弹性图像数据 ED 的数目增加,亮度变高。这里,这表示随着在视线方向 ed 中的范围 S1 的彩色弹性图像数据 ED 的数目增加,在视线方向 ed 中的生物组织的弹性大的部分的数目增加。因而,其中生物组织硬的部分被收集的部分的亮度在三维图像 EG_{3D} 处变大。具体地,部分 dh 的亮度高,而部分 dl 的亮度低。因而,根据本实施例的超声诊断设备,可相对于待观察的目标(诸如物质 C)来显示其上反映了弹性的内部差异的三维弹性图像 EG_{3D} 。

[0071] 提高其中生物组织硬的部分被收集到的部分在三维弹性图像 EG_{3D} 处的亮度使得能够在硬的部分分布的地方进行容易的抓取。因而,如果参照三维弹性图像 EG_{3D} ,当活检针刺入到例如物质处的较硬的部分中时,较容易地抓取活检针刺入位置是可能的。

[0072] 附带地,在显示器单元 7 上显示的三维弹性图像 EG_{3D} 可设置成可旋转。因而在硬的部分分布的地方进行容易得多地抓取是可能的。

[0073] 图 14 中显示的曲线图是一个示例,但不限于该示例。虽然未具体地显示,例如,可使彩色弹性图像数据 ED 的数目和亮度有非线性关系。

[0074] < 第二实施例 >

接下来将阐明第二实施例。附带地,将在以下描述中阐明不同于第一实施例中的那些的术语。

[0075] 在本实施例中,三维弹性图像显示控制单元 66 在体积渲染处理时对在视线方向 ed 中的范围 S1 中的彩色弹性图像数据 ED 执行累加算术运算或计算,以在投影平面 P 上获得相应像素的数据。相应像素的数据是具有关于对应于以累加的方式 - 计算的值的亮度的信息的数据。更具体而言,三维弹性图像显示控制单元 66 相加在视线方向 ed 中的彩色弹性图像数据 ED 的分级值的倒数,以获得相应像素的数据。

[0076] 将具体地阐明这一点。假设彩色弹性图像数据 ED11、彩色弹性图像数据 ED12、彩色弹性图像数据 ED13、彩色弹性图像数据 ED14 和彩色弹性图像数据 ED15 的分级值分别是“g11”、“g12”、“g13”、“g14”和“g15”。同样,假设彩色弹性图像数据 ED21、ED22 和 ED25 的分级值分别是“g21”、“g22”和“g25”。假设彩色弹性图像数据 ED31 和 ED35 的分级值分别是“g31”和“g35”。

[0077] 三维弹性图像显示控制单元 66 计算彩色弹性图像数据 ED11 至 ED15 的分级值的倒数的相加值 Add1、彩色弹性图像数据 ED21、ED22 和 ED25 的分级值的倒数的相加值 Add2,以及彩色弹性图像数据 ED31 和 ED35 的分级值的倒数的增相加值 Add3。也就是说,三维弹性图像显示控制单元 66 根据以下等式 (1) 至 (3) 来计算相加值 Add1 至 Add3:

$$\begin{aligned} \text{Add1} = & (1/g11) + (1/g12) + (1/g13) \\ & + (1/g14) + (1/g15) \quad \dots (1) \end{aligned}$$

$$\text{Add2} = (1/g21) + (1/g22) + (1/g25) \quad \dots (2)$$

$$\text{Add3} = (1/g31) + (1/g35) \quad \dots (3)$$

根据图 16 中显示的曲线图, 三维弹性图像显示控制单元 66 基于相加值 Add 1 至 Add 3 来获取像素数据 PD1、PD2 和 PD3。也就是说, 三维弹性图像显示控制单元 66 以像图 16 中显示的那样的方式来在投影平面 P 上获得相应像素的数据, 即, 随着分级值的倒数的相加值变大, 三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变大, 而随着相加值变小, 三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变小。

[0078] 现在, 随着分级值变小, 弹性 (生物组织的弹性模数) 大 (生物组织硬)。随着分级值变大, 生物组织的弹性小 (生物组织软)。因而, 在视线方向 ed 中的相应的彩色弹性图像数据 ED 的分级值越小, 分级值的倒数的相加值 (累加计算的值) 就越大。在视线方向 ed 中的范围 S1 中的彩色弹性图像数据 ED 的数目越多, 分级值的倒数的相加值就越大。随着在视线方向 ed 中的相应的彩色弹性图像数据 ED 的分级值变大, 分级值的倒数的相加值变小。随着在视线方向 ed 中的范围 S1 中的彩色弹性图像数据 ED 的数目变小, 分级值的倒数的相加值变小。上面显示的是随着分级值的倒数的相加值变大, 生物组织在其中获得相加值的视线方向中的弹性大, 以及随着分级值的倒数的相加值变小, 生物组织在其中获得相加值的视线方向中的弹性小。如上面描述的那样, 分级值的倒数的相加值越大, 三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度就越高。分级值的倒数的相加值越小, 三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度就越低。因此, 可以这样的方式来获得相应像素的数据, 即, 随着生物组织的弹性变大, 三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变大。可以这样的方式来获得相应像素的数据, 即, 随着生物组织的弹性变小, 三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变小。

[0079] 根据本实施例的超声诊断设备 1, 如在视线方向 ed 中所观察到的那样, 部分 dh 在范围 S1 中的彩色弹性图像数据 ED 的数目上大于部分 d1。为此, 在范围 S1 中的彩色弹性图像数据 ED 的分级值的倒数的相加值方面, 部分 dh 变得大于部分 d1。因而, 照类似于第一实施例的方式, 可显示其中部分 dh 在亮度上大于部分 d1 的三维图像 EG_{3D}, 并且可相对于物质 C 来显示其上反映了弹性的内部差异的三维弹性图像 EG_{3D}。

[0080] 照类似于第一实施例的方式, 其中生物组织硬的部分被收集到的部分的亮度在三维弹性图像 EG_{3D} 处大。因此在生物组织硬的部分分布的地方容易地抓取是可能的。

[0081] 附带地, 图 16 中显示的曲线图即使在本实施例中也是一个示例, 但是不限于该示例。

[0082] 接下来将阐明第二实施例的修改。首先将描述第一修改。三维弹性图像显示控制单元 66 可以这样的方式在投影平面 P 上获得相应像素的数据, 即, 随着生物组织的、在范围 S1 上 (如在视线方向 ed 中观察到的那样) 的彩色弹性图像数据 ED 的累加计算的值 (本示例中的相加值) 所指示的弹性变大, 三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变大。例如, 三维弹性图像显示控制单元 66 可在视线方向中相加彩色弹性图像数据 ED 的分级值的倒数之外的分级值。在这种情况下, 三维弹性图像显示控制单元 66 根据图 17 中显示的曲线图, 基于分级值的相加值来在投影平面 P 上获得相应像素的数据。也就是说, 三维弹性图像显示控制单元 66 以

像图 17 中显示的那样的方式在投影平面 P 上获得相应像素的数据,即,随着相加值变小,三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变大,以及随着相加值变大,三维弹性图像 EG_{3D} 的亮度变小。

[0083] 附带地,图 17 中显示的是一个示例,但是不限于该示例。三维弹性图像显示控制单元 66 可根据例如图 18 中显示的曲线图,基于分级值的相加值来在投影平面 P 上获得相应像素的数据。

[0084] 接下来将阐明第二修改。三维弹性图像显示控制单元 66 可执行能够获得累加计算的值的累加算术运算或计算,在该值处,指示生物组织的弹性的彩色弹性图像数据较大,即,已经强调在分级值中较小的彩色弹性图像数据。例如,三维弹性图像显示控制单元 66 可相加通过取彩色弹性图像数据 ED 的分级值的倒数的平方而获得的值。具体地描述,三维弹性图像显示控制单元 66 计算通过取彩色弹性图像数据 ED11 至 ED15 的分级值的倒数的平方而获得的值的相加值 Add1'、通过取彩色弹性图像数据 ED21、ED22 和 ED25 的分级值的倒数的平方而获得的值的相加值 Add2',以及通过取彩色弹性图像数据 ED31 和 ED35 的分级值的倒数的平方而获得的值的相加值 Add3'。也就是说,三维图像显示控制单元 66 根据以下等式 (1) 至 (3) 来计算相加值 Add1' 至 Add3' :

$$\begin{aligned} \text{Add1}' &= (1/g11)^2 + (1/g12)^2 + (1/g13)^2 \\ &\quad + (1/g14)^2 + (1/g15)^2 \quad \dots (1) \end{aligned}$$

$$\text{Add2}' = (1/g21)^2 + (1/g22)^2 + (1/g25)^2 \quad \dots (2)$$

$$\text{Add3}' = (1/g31)^2 + (1/g35)^2 \quad \dots (3)$$

在第二修改中,三维弹性图像显示控制单元 66 根据图 19 中显示的曲线图,基于得到的相加值来在投影平面 P 上获得相应像素的数据。

[0085] 根据第二修改,可获得其中已经强调彩色弹性图像数据 ED 指示弹性生物组织较大的相加值。将基于图 20 来具体地阐明这一点。在图 20 中,三维弹性图像显示控制单元 66 将彩色弹性图像数据 ED51、ED52、ED53、ED54 和 ED55 投射到投影平面 P 上,以获得像素数据 PD5。三维弹性图像显示控制单元 66 将彩色弹性图像数据 ED61、ED62、ED63、ED64 和 ED65 投射到投影平面 P 上,以获得像素数据 PD6。

[0086] 假设彩色弹性图像数据 ED51 至 ED55 的分级值分别为“g51”、“g52”、“g53”、“g54”和“g55”。假设彩色弹性图像数据 ED61 至 ED65 的分级值分别为“g 61”、“g 62”、“g 63”、“g 64”和“g 65”。

[0087] 例如,假设 $g51=3$ 、 $g52=4$ 、 $g53=1$ 、 $g54=4$ 和 $g55=3$,以及 $g61=3$ 、 $g62=3$ 、 $g63=3$ 、 $g64=3$ 和 $g65=3$ 。因而,彩色弹性图像数据 ED53 的分级值 $g53$ 显著地小于其它分级值。

[0088] 如果简单地相加分级值 $g51$ 至 $g55$ 和 $g61$ 至 $g65$,则相加的结果变成 $g51 + g52 + g53 + g54 + g55 = 15$,以及 $g61 + g62 + g63 + g64 + g65 = 15$ 。因此,两个分级值的相加值变成彼此相等。因而,当以过分简单化形式相加分级值来获得像素数据 PD5 和 PD6 时,像素数据 PD5 和 PD6 变成彼此相等的像素值。

[0089] 但是,通过取彩色弹性图像数据 ED51、ED52、ED53、ED54 和 ED55 的分级值的倒数的平方而获得的值的相加值 Add5',以及通过取彩色弹性图像数据 ED61、ED62、ED63、ED64 和 ED65 的分级值的倒数的平方而获得的值的相加值 Add6' 如下 :

$$\text{Add5}' = (1/3)^2 + (1/4)^2 + 1^2 + (1/4)^2 + (1/3)^2 = 97/72$$

$$\text{Add6}' = (1/3)^2 + (1/3)^2 + (1/3)^2 + (1/3)^2 + (1/3)^2 = 5/9$$

因而,相加值 Add5' 变得显著地大于相加值 Add6' (Add5' >>Add6')。因而获得其中经强调彩色弹性图像数据 ED53 指示生物组织的弹性较大的相加值是可能的。

[0090] 由于三维弹性图像显示控制单元 66 根据图 19 来获得像素数据,所以基于相加值 Add5' 而获得的像素数据 PD5 在亮度上大于基于相加值 Add6' 而获得的像素数据 PD6。如上面描述的那样,可在三维弹性图像的亮度上反映彩色弹性图像数据 ED53 指示生物组织的弹性较大。

[0091] 附带地,如果使用了能够获得累加计算的值的累加算术运算或计算,则第二实施例的第二修改不限于上面的算术运算,在该累加计算的值中,已经强调指示生物组织弹性的彩色弹性图像数据 ED 较大。

[0092] 虽然已经通过上面描述的实施例来阐明了本发明,但不用说的是,本发明可在不偏离其要旨的范围内按多种方式改变。在上面的实施例中,例如,相对于 256 分级的分级值来设置规定的弹性范围,但不限于此分级值。可针对物理量(诸如扭曲值等)设置规定的弹性范围。在这种情况下,针对关于设置成规定的弹性范围的规定范围中的物理量的物理量数据来执行体积渲染处理,使得生成和显示三维弹性图像 EG_{3D}。但是,在这种情况下,期望以电子的方式对三维区域执行扫描,并且在其中生物组织的变形的状态优选地处于同一状态的状态下获取回波数据。

[0093] 作为与生物组织的弹性有关的物理量,物理量数据生成单元 5 可基于生物组织的变形、生物组织的弹性模数等(作为对扭曲的备选方案)来计算位移。通过对生物组织施加声辐射压力来在生物组织中生成切变波。可基于切变波的速度(作为关于生物组织的弹性的物理量)来计算生物组织的帕斯卡(Pa)。附带地,可基于超声的回波信号来计算切变波的速度。另外,可通过另一种已知的方法来计算关于生物组织的弹性的物理量。

[0094] 另外,在上面的实施例中,三维弹性图像数据 EG_{3D} 被视为具有对应于投影平面 P 上的像素值的亮度的图像,但是不限于该图像。三维弹性图像数据 EG_{3D} 可为具有对应于每个像素值的色调和不透明性等的图像。

[0095] 可在不偏离本发明的精神和范围的情况下配置本发明的许多大不相同的实施例。应当理解,除了限定在所附权利要求中之外,本发明不限于说明书中描述的特定实施例。

[0096] 附图文字

图 1

3 发送-接收单元;4 B-模式数据处理器;5 物理量数据处理器

6 显示控制器;7 显示器单元;8 操作单元;9 控制器

图 2

6 显示控制器

61 存储器;62 B-模式图像数据生成单元;63 弹性图像数据生成单元

64 剖面图像显示控制单元;65 区域设置单元 65;66 三维弹性图像显示控制单元

图 4

S1 执行超声的发送/接收,并且获取体积数据

S2 显示关于三个正交剖面的超声图像 G1、G2 和 G3

S3 在超声图像 G1、G2 和 G3 处设置区域 R1、R2 和 R3

S4 显示三维弹性图像 EG_{3D}

图 12

硬、软

图 14

亮度 ;数据的数目

图 16

亮度 ;倒数的相加值

图 17

亮度 ;相加值

图 18

亮度 ;相加值

图 19

亮度 ;通过取倒数的平方而获得的值的相加值。

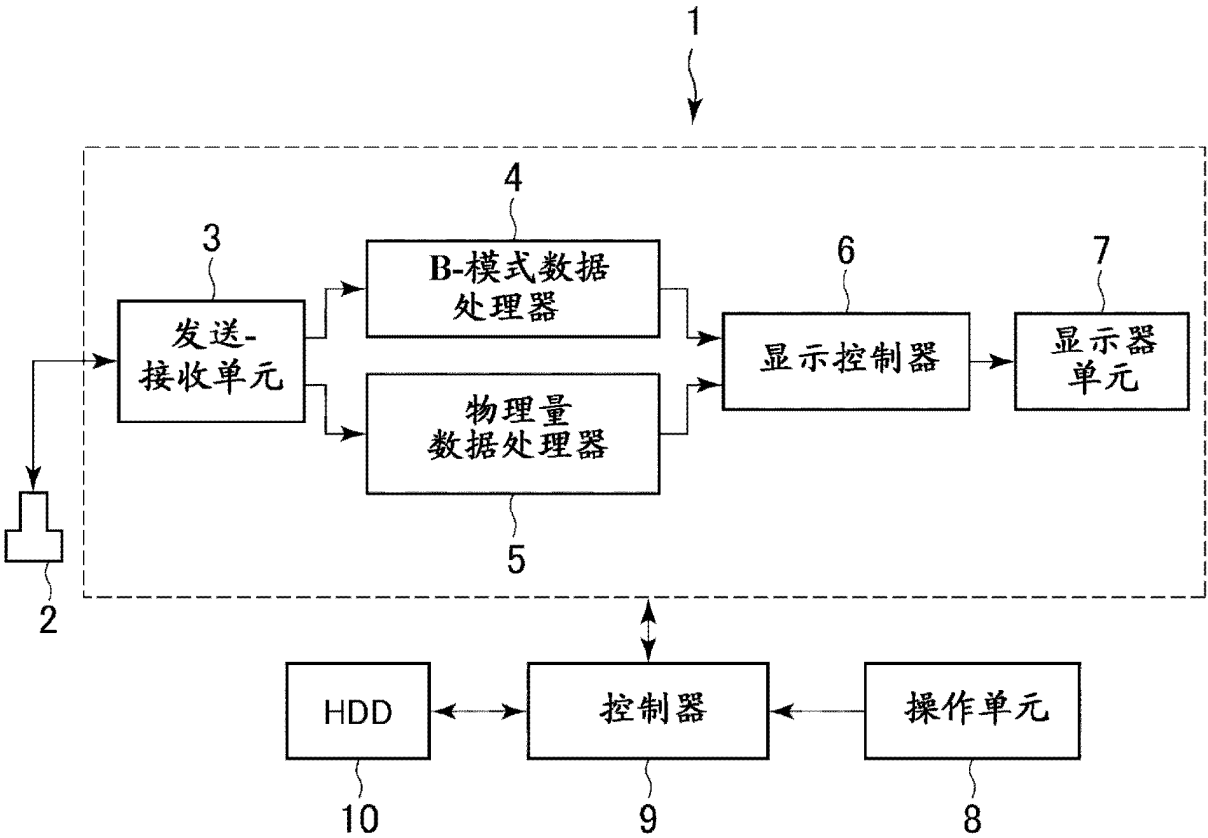


图 1

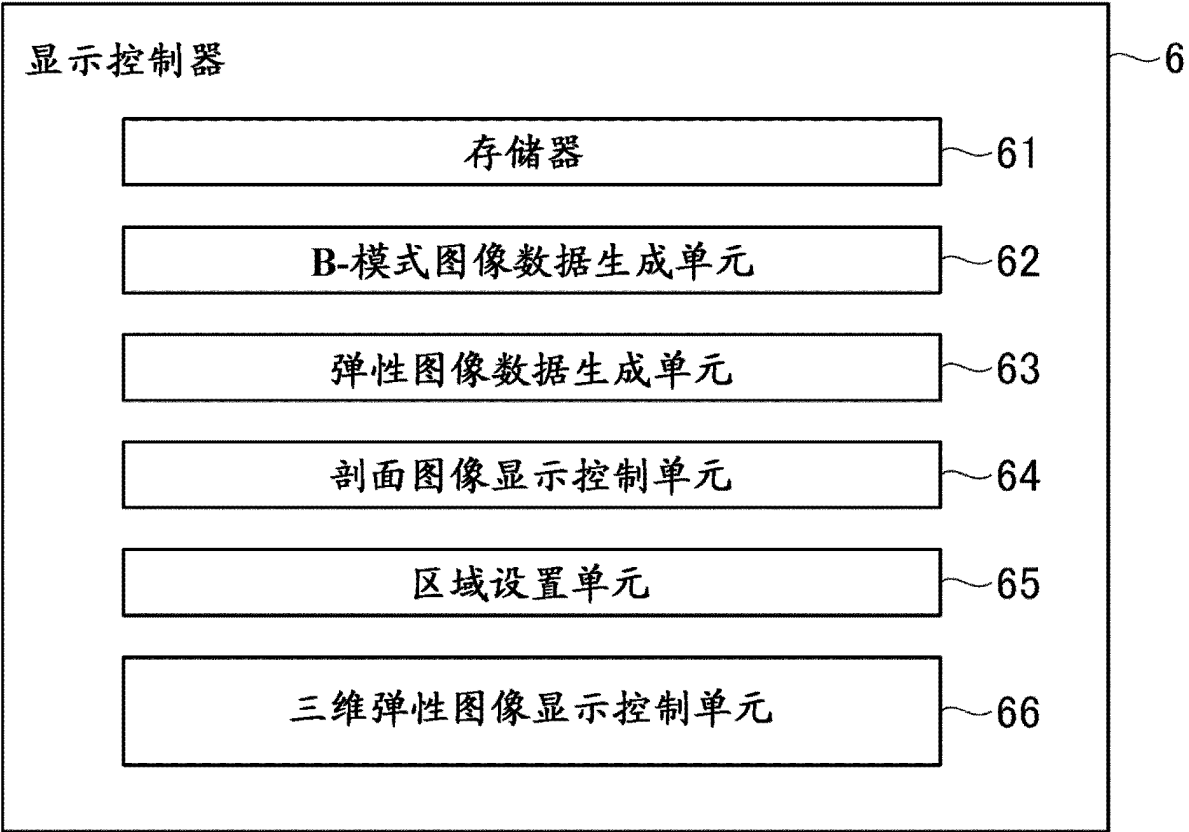


图 2

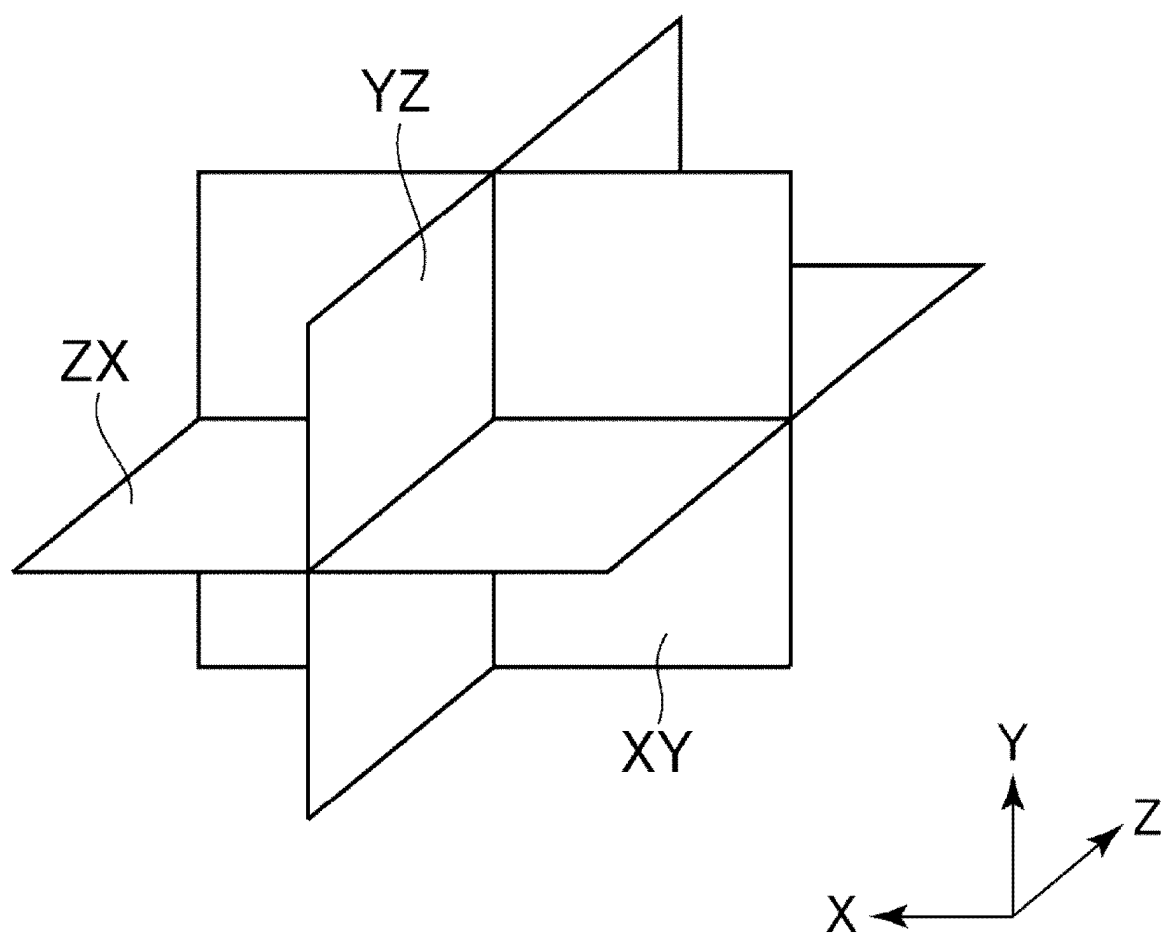


图 3

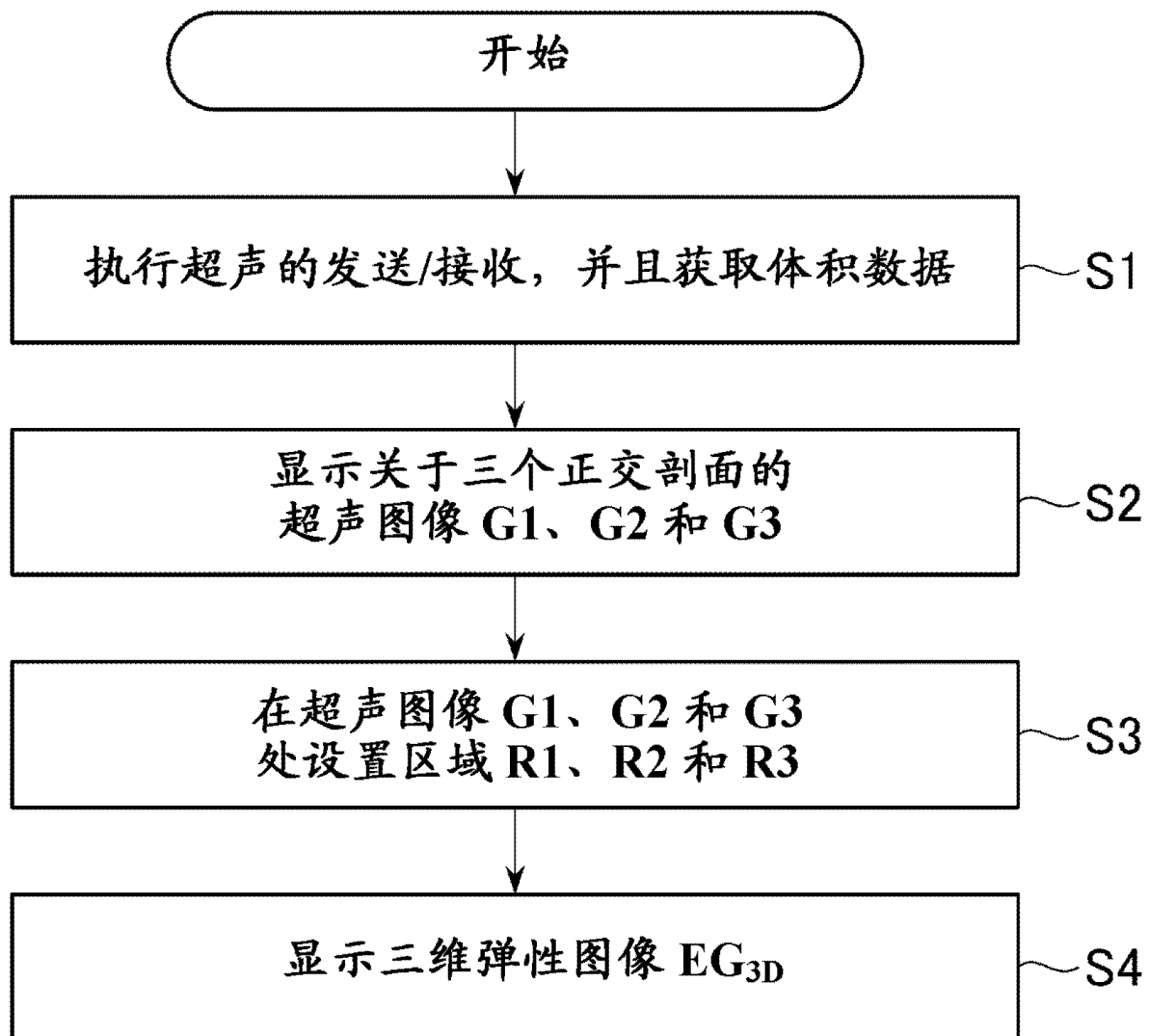


图 4

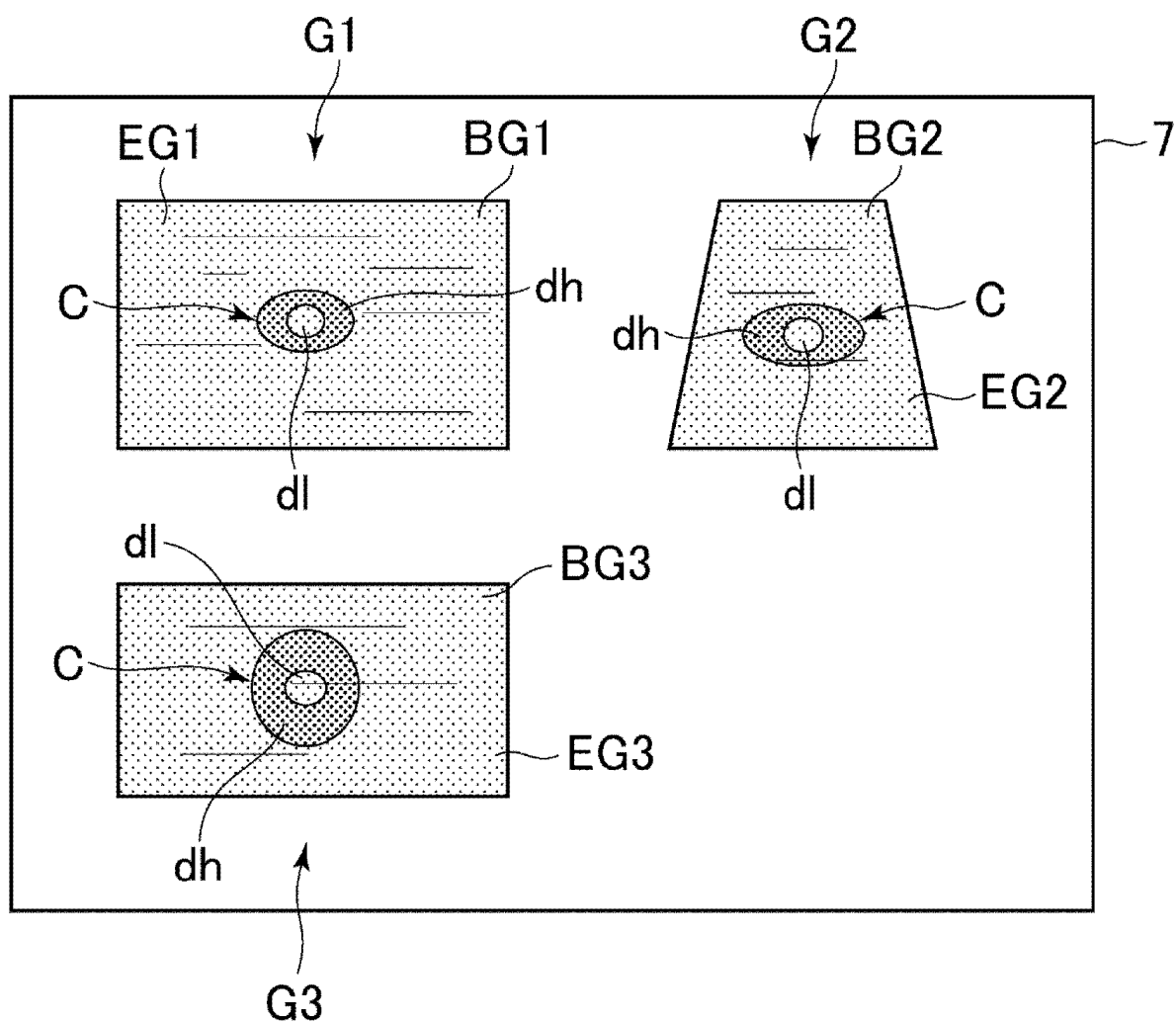


图 5

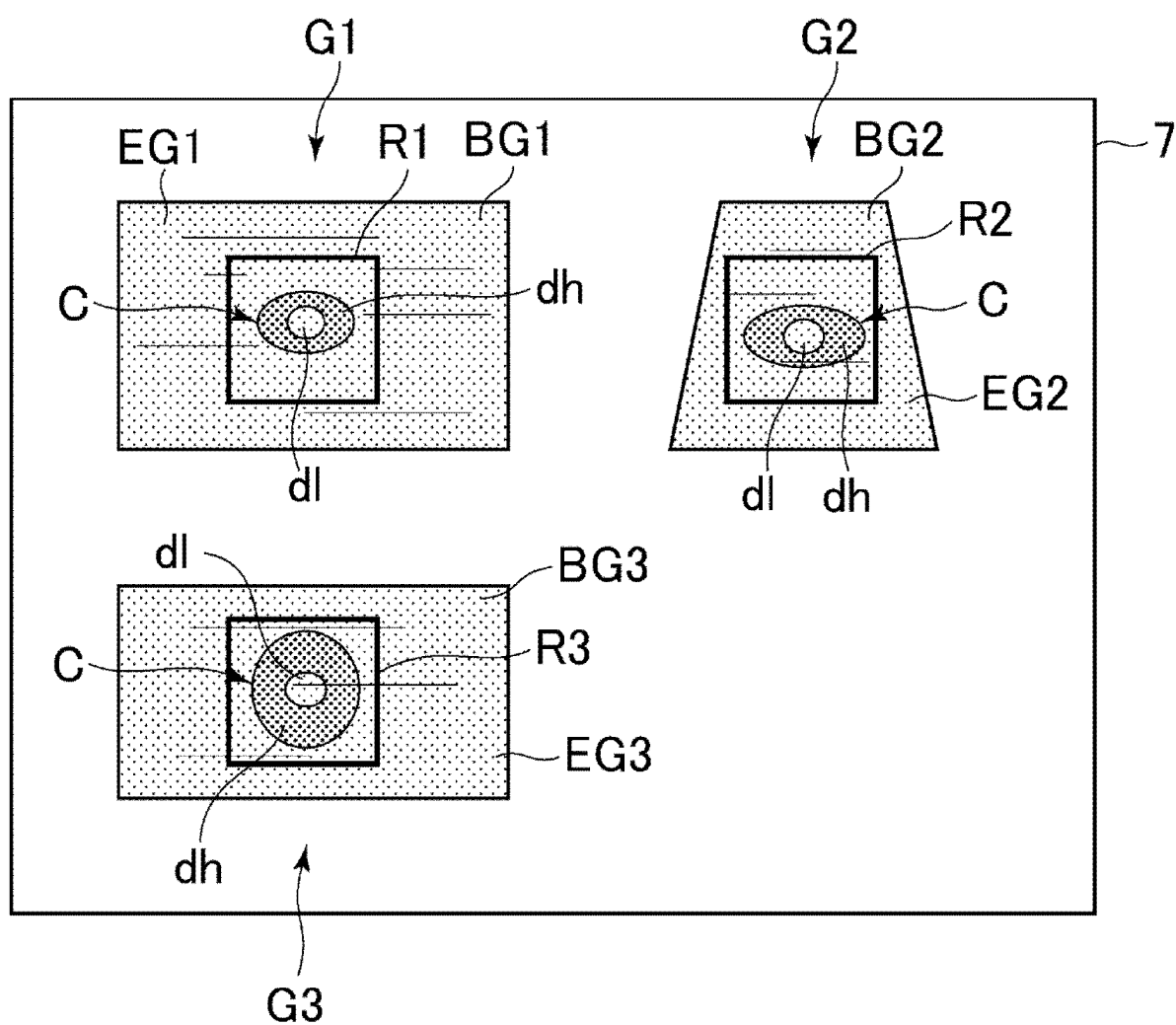


图 6

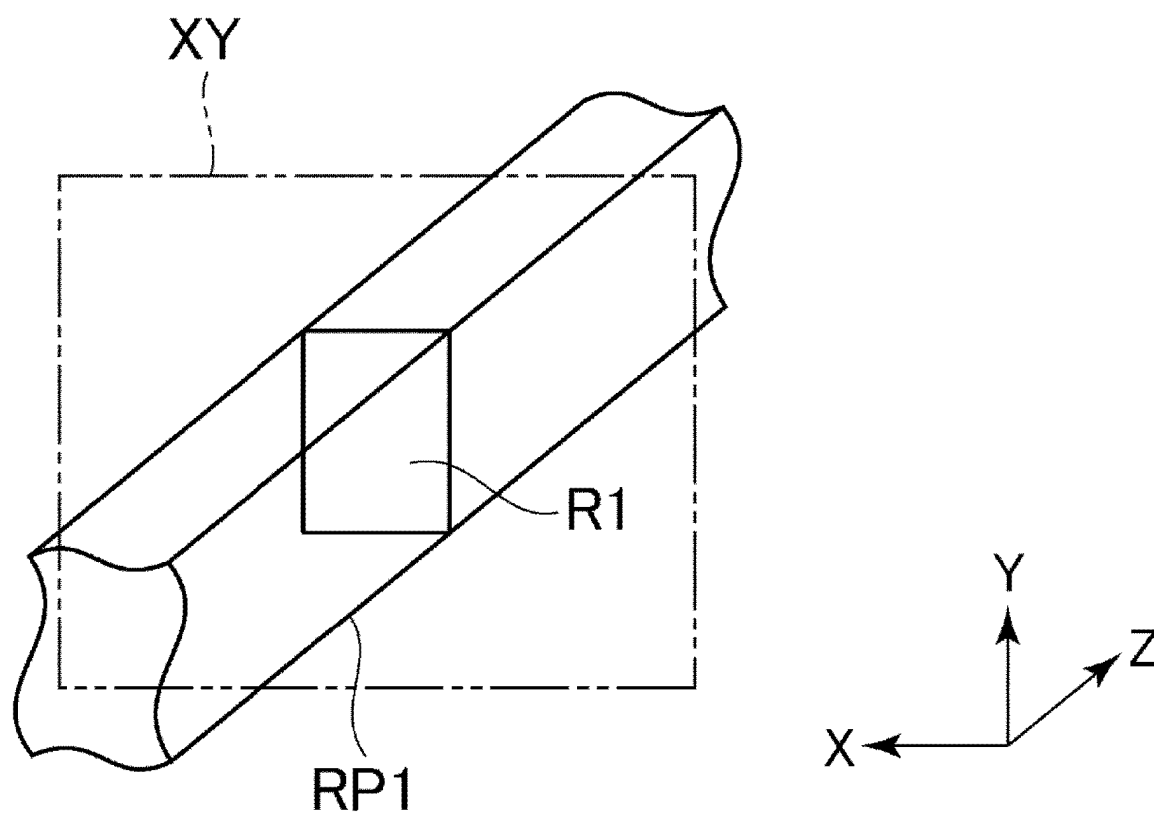


图 7

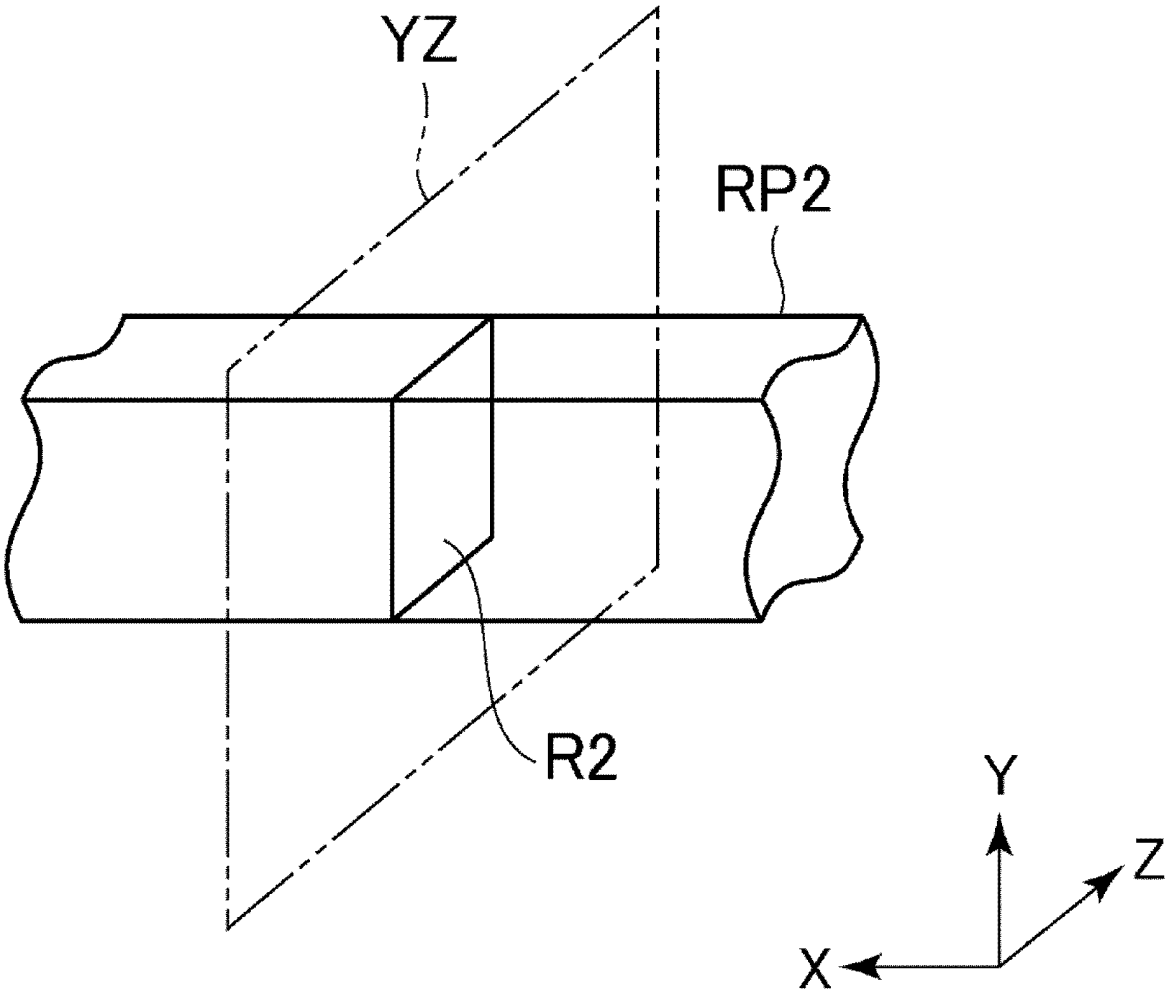


图 8

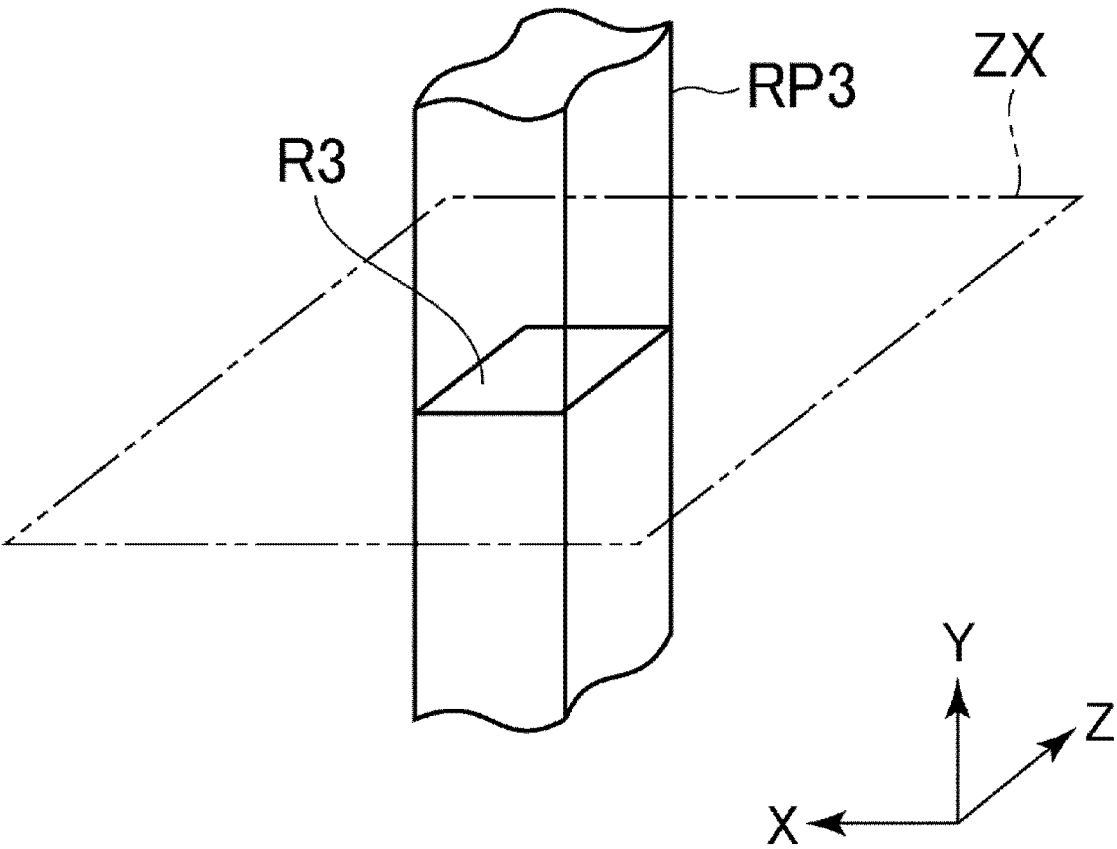


图 9

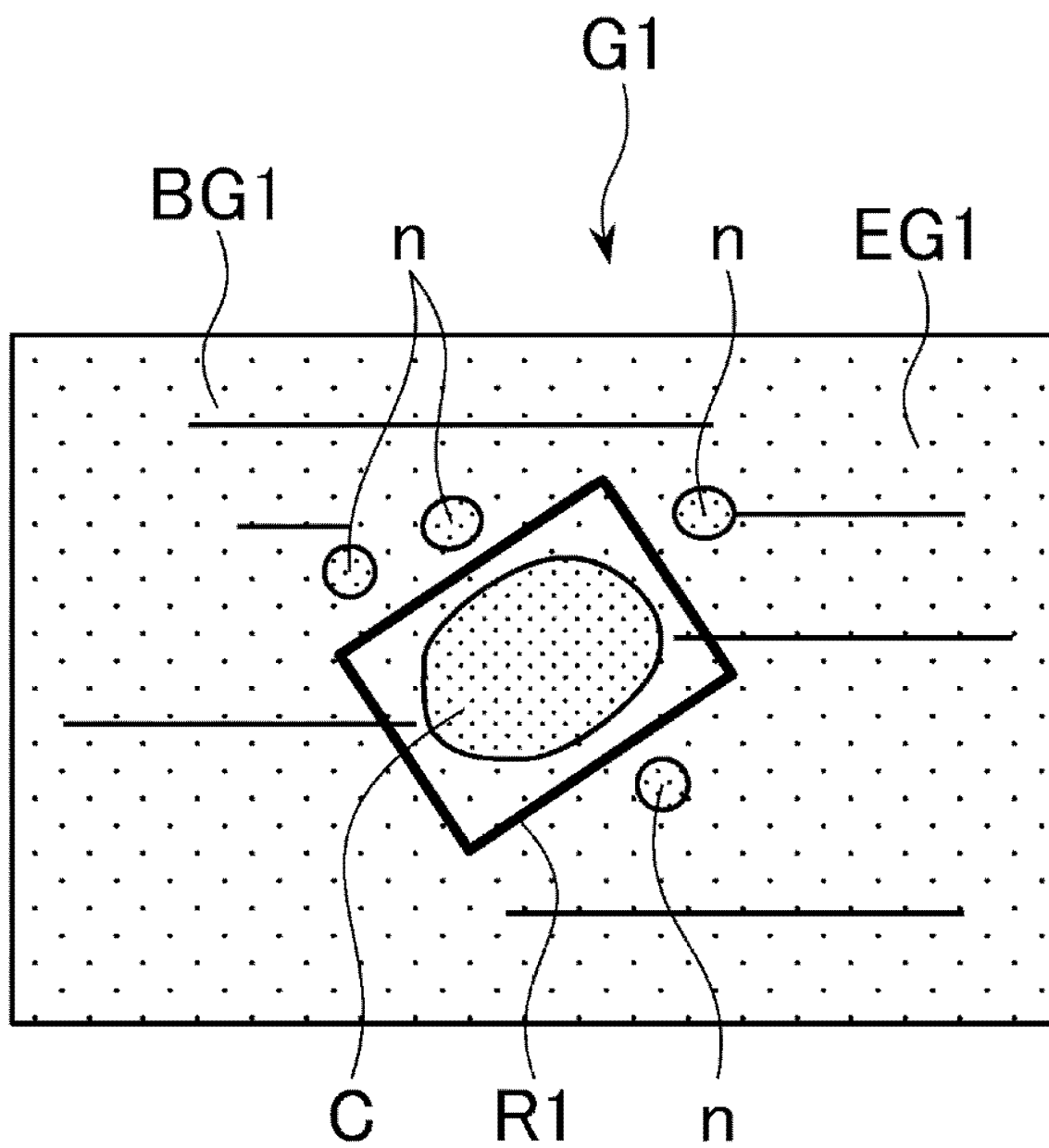


图 10

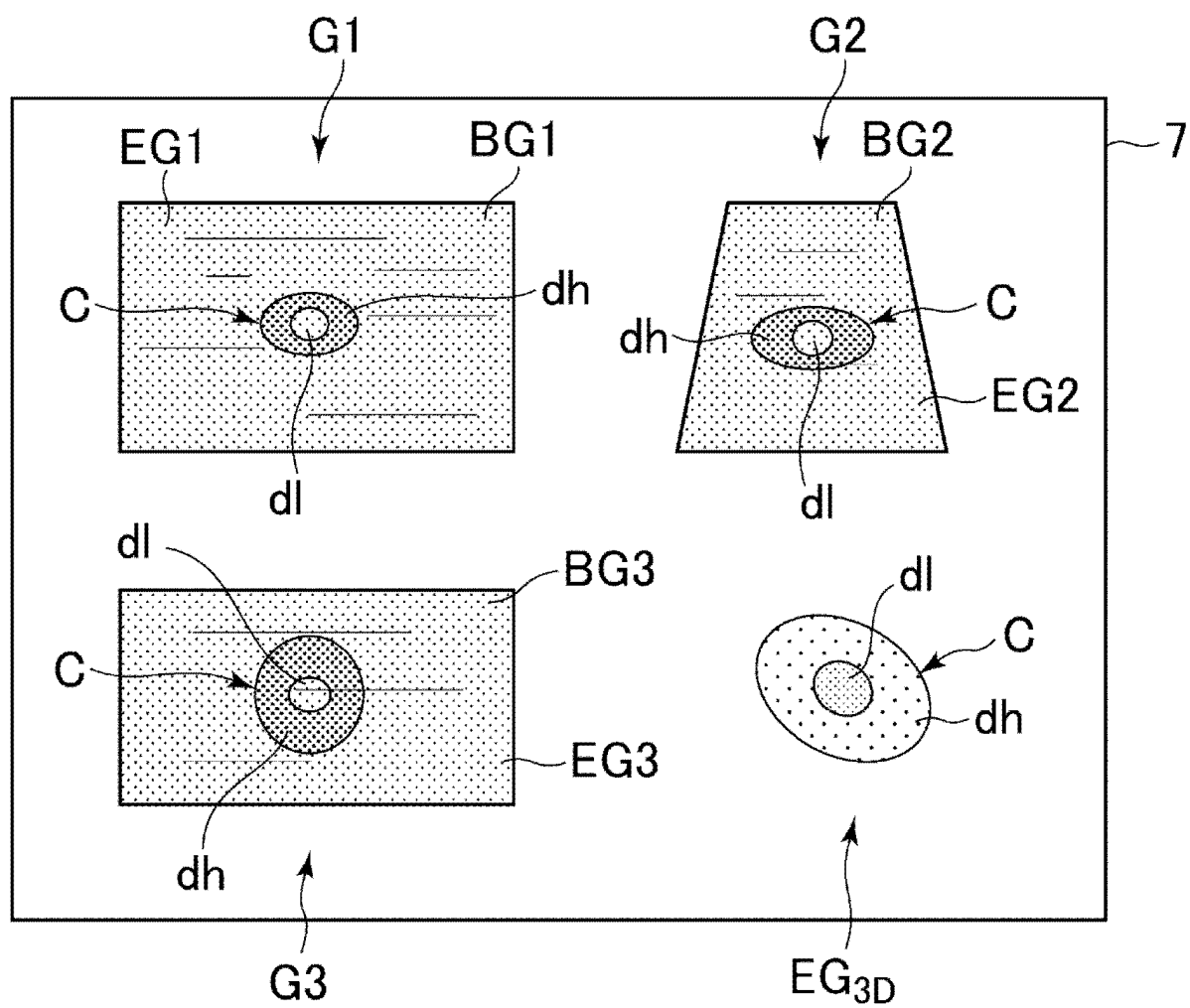


图 11

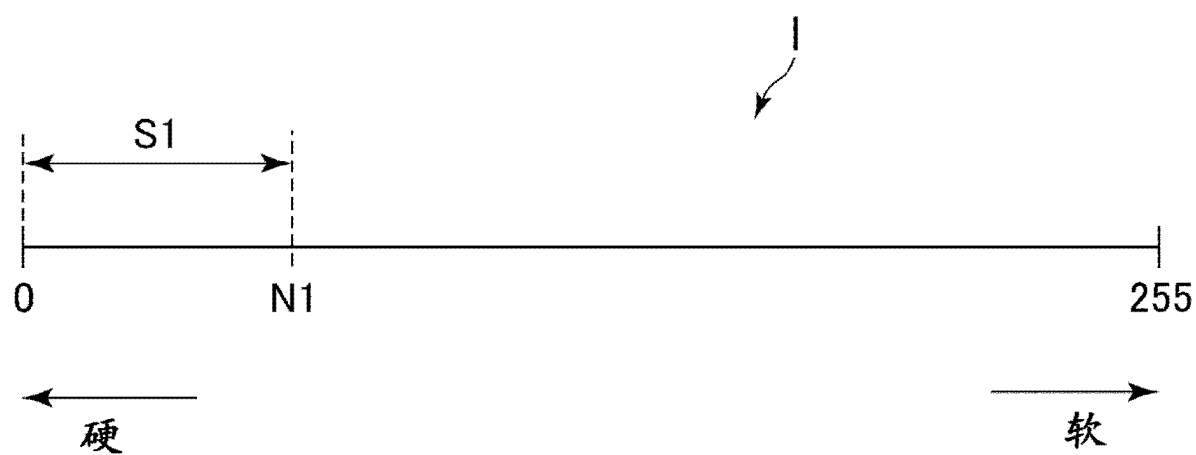


图 12

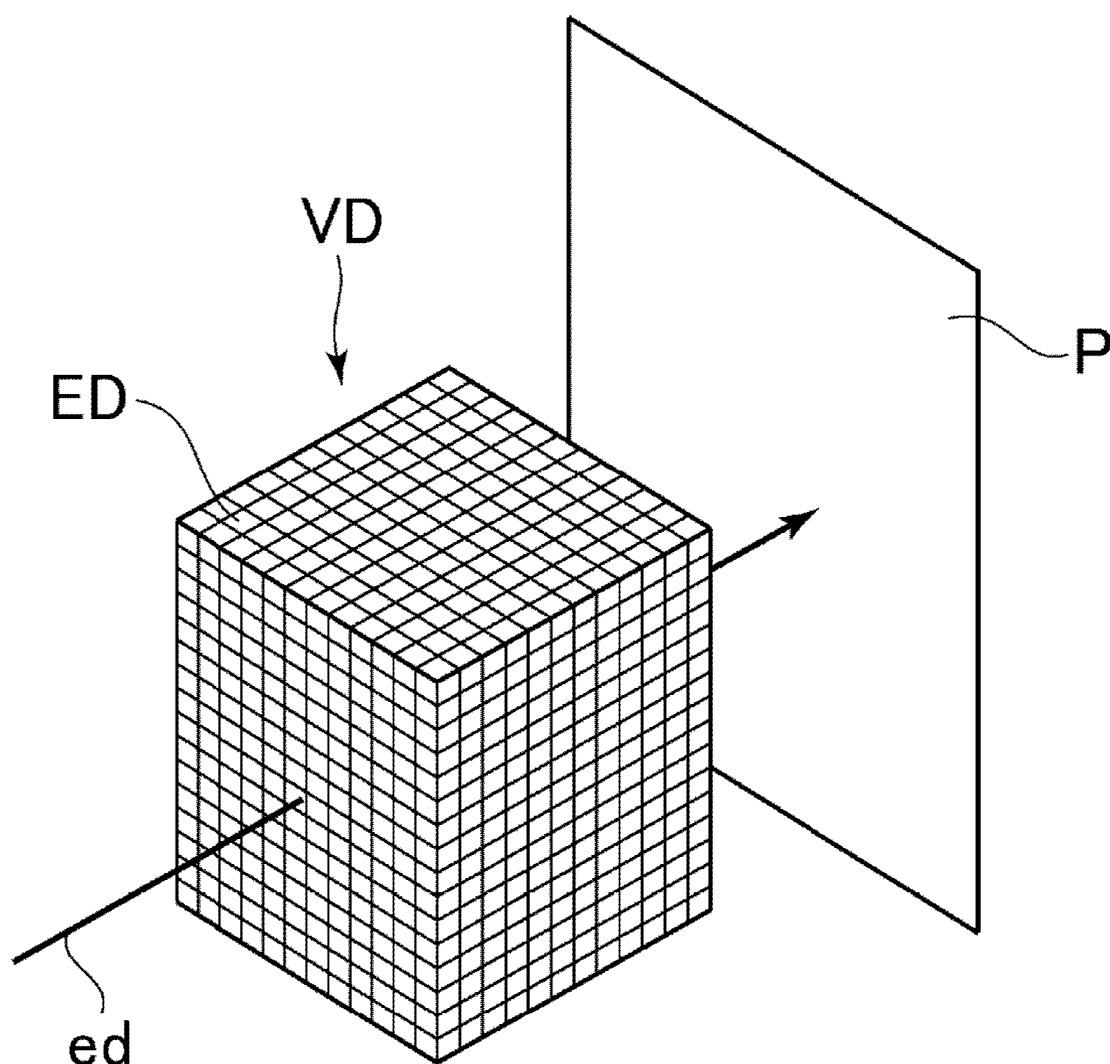


图 13

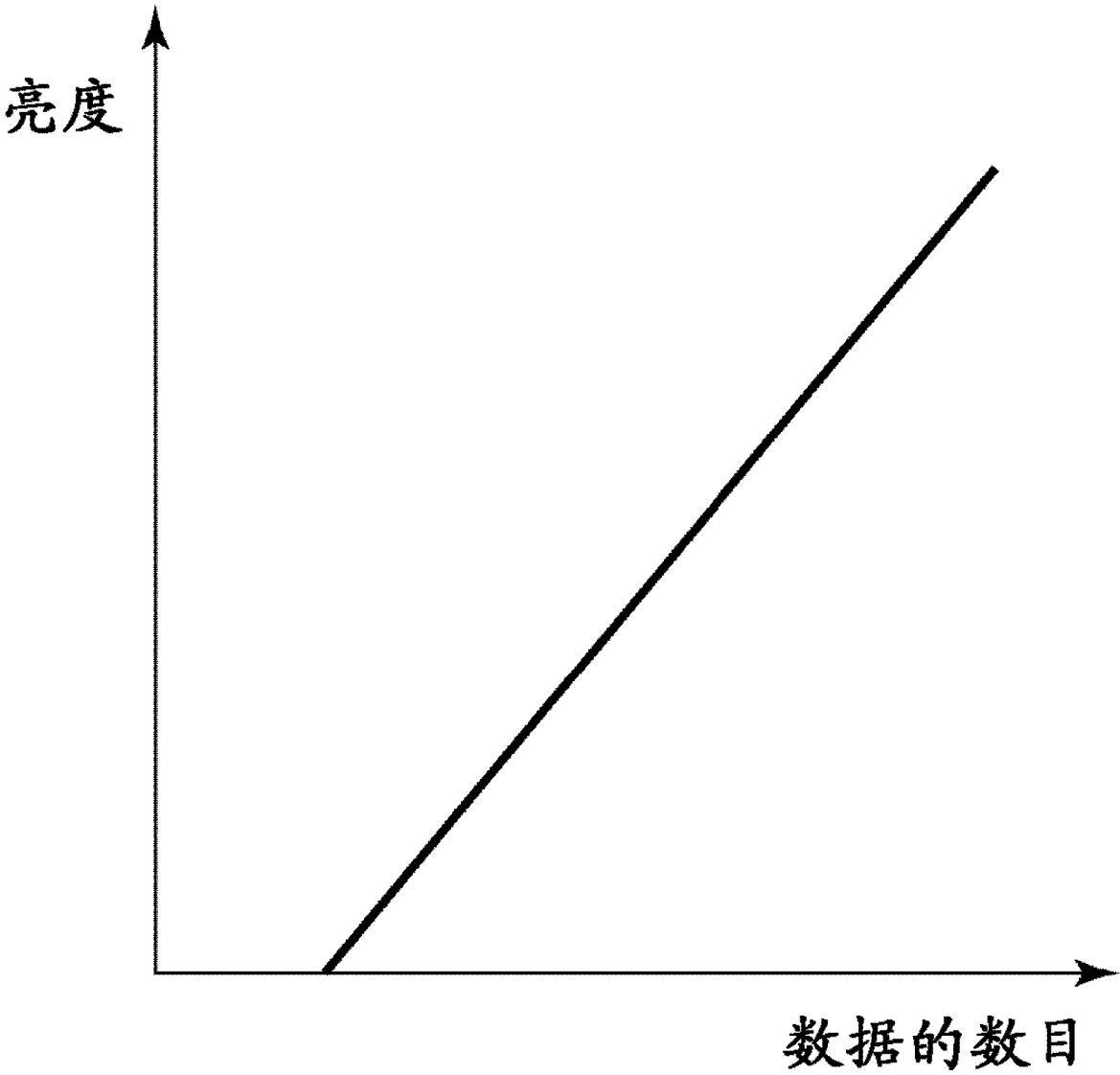


图 14

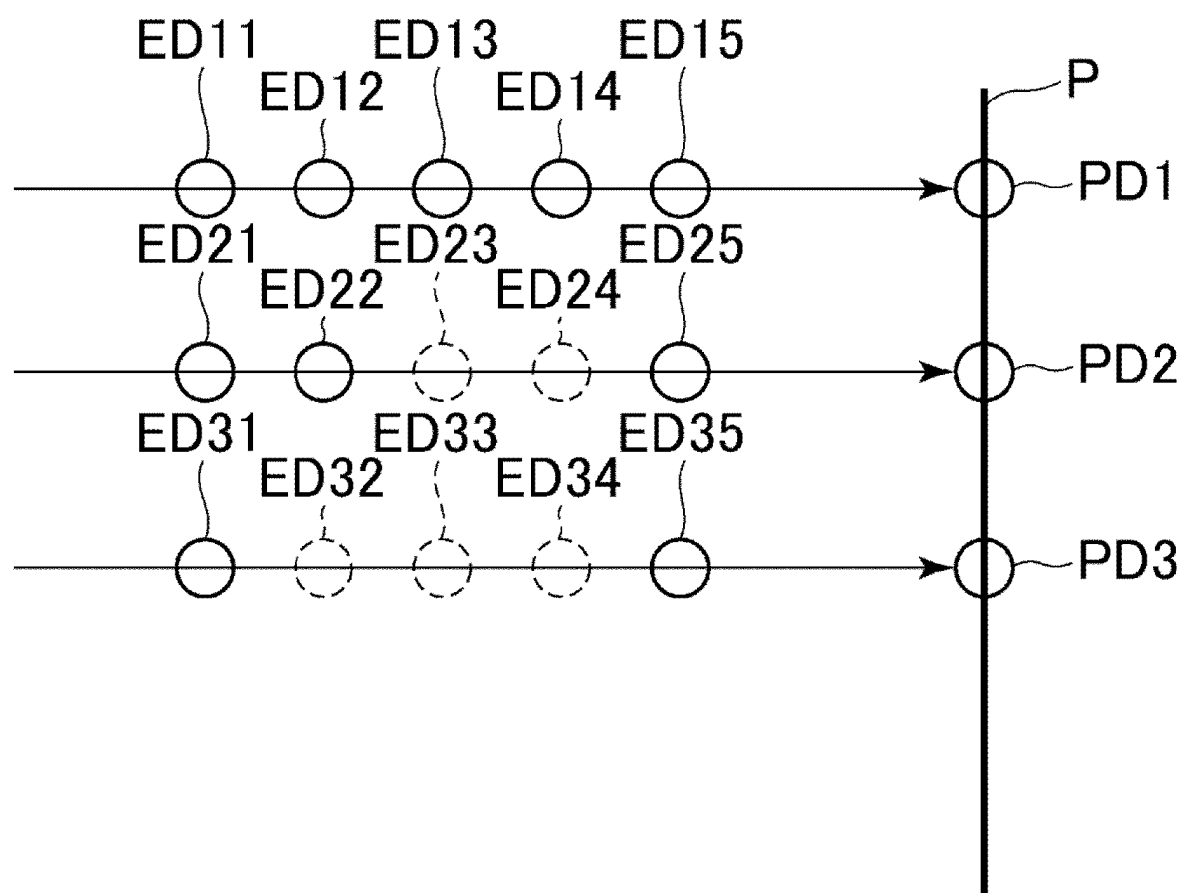


图 15

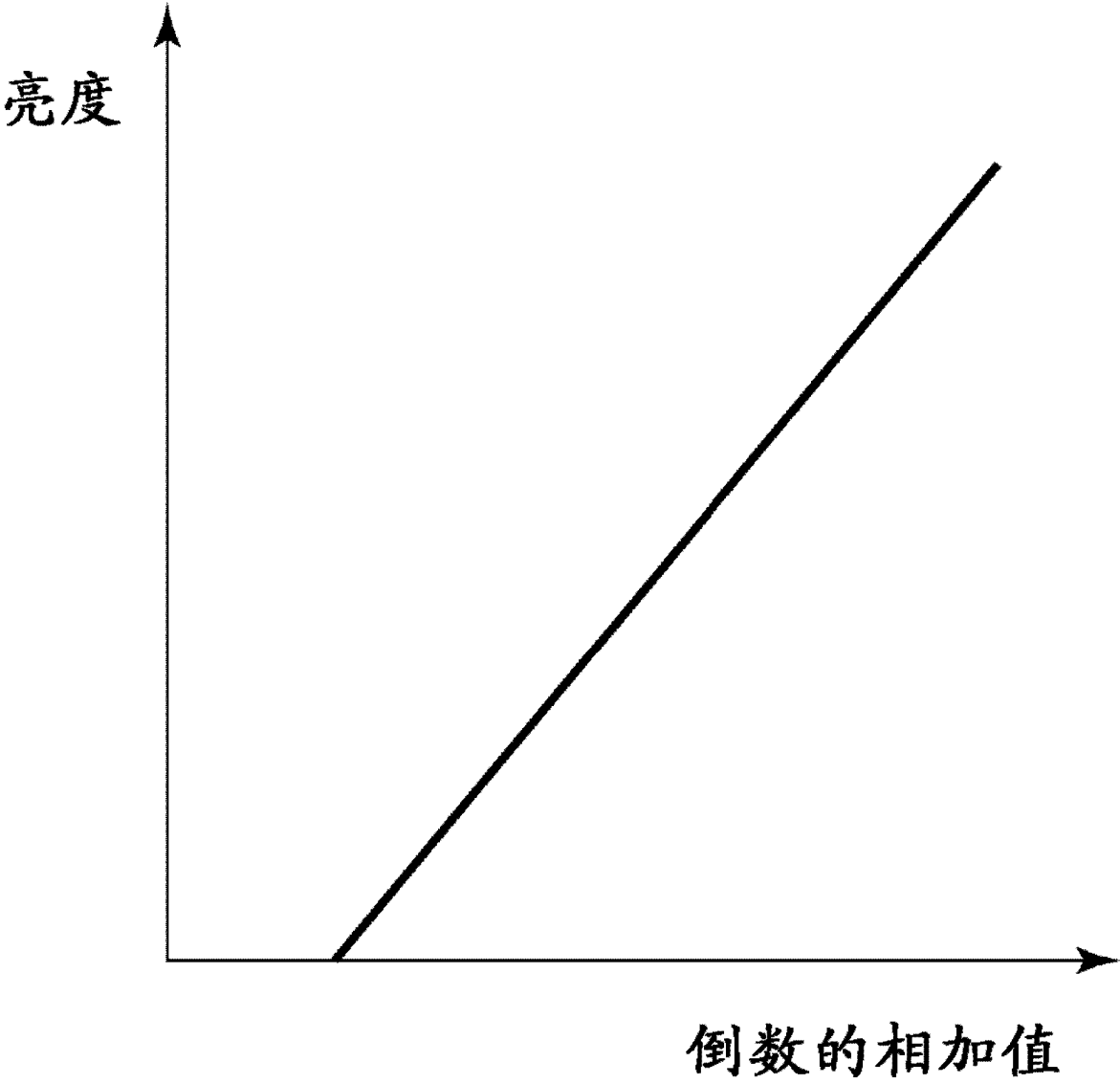


图 16

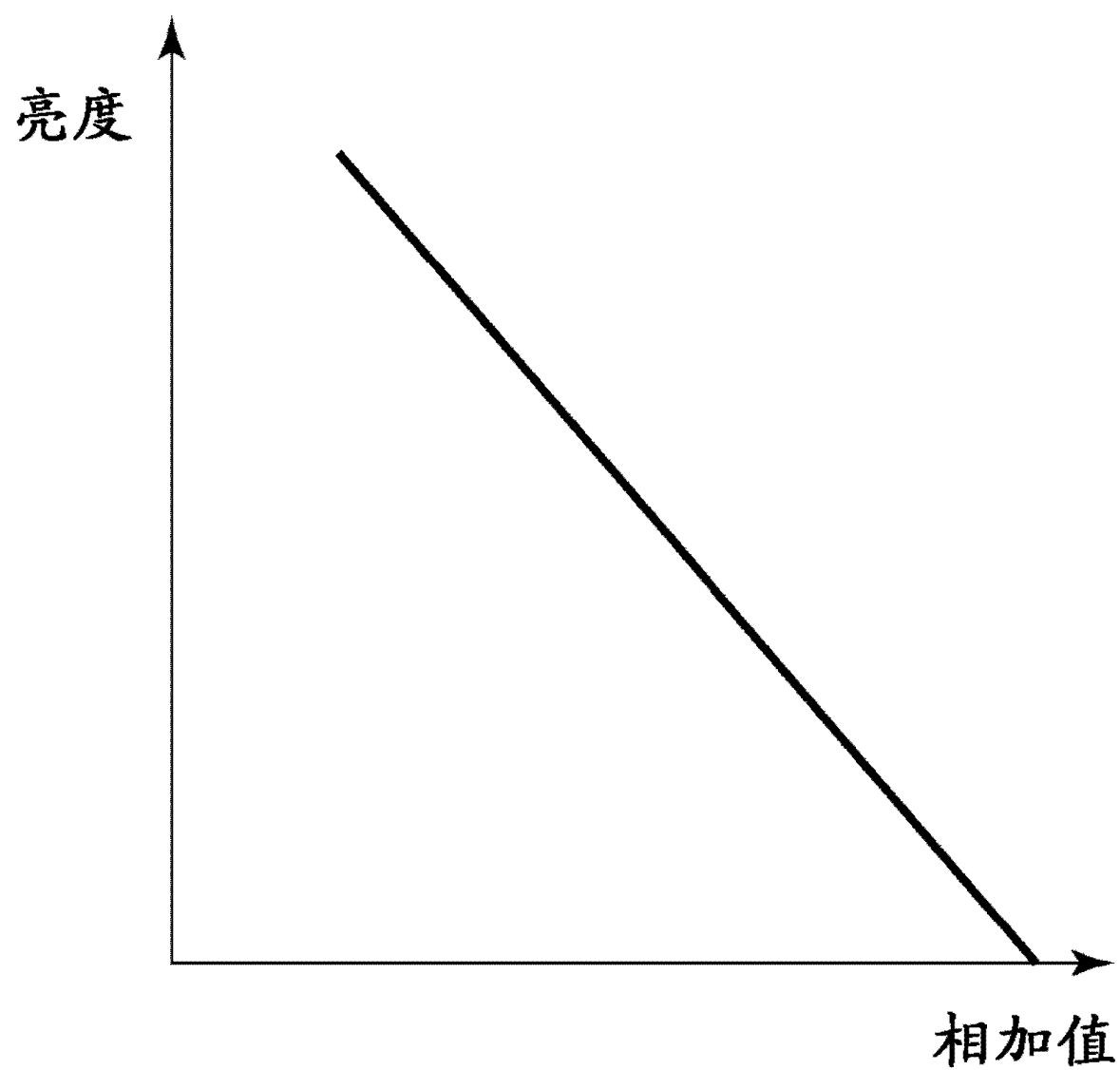


图 17

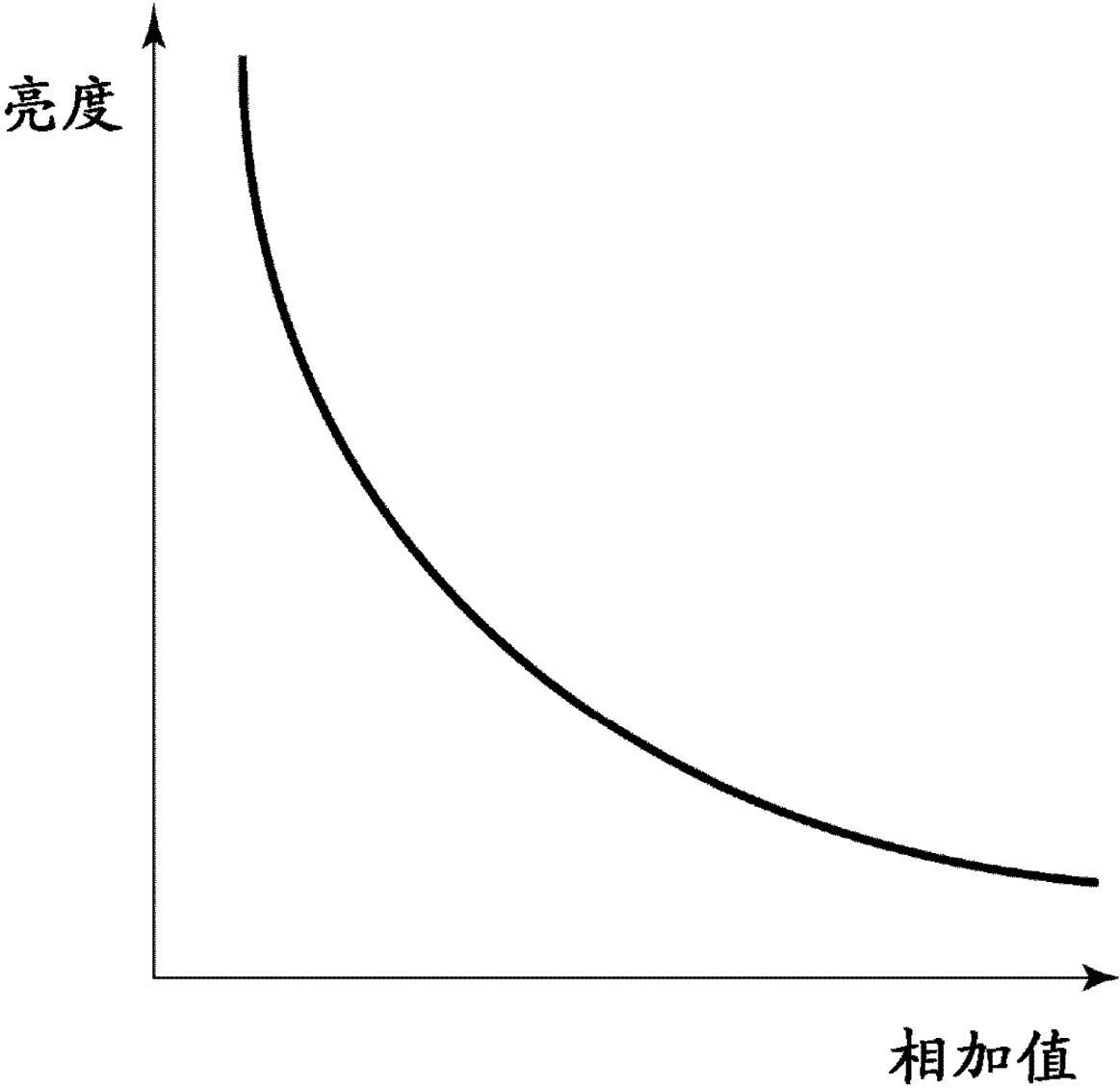


图 18

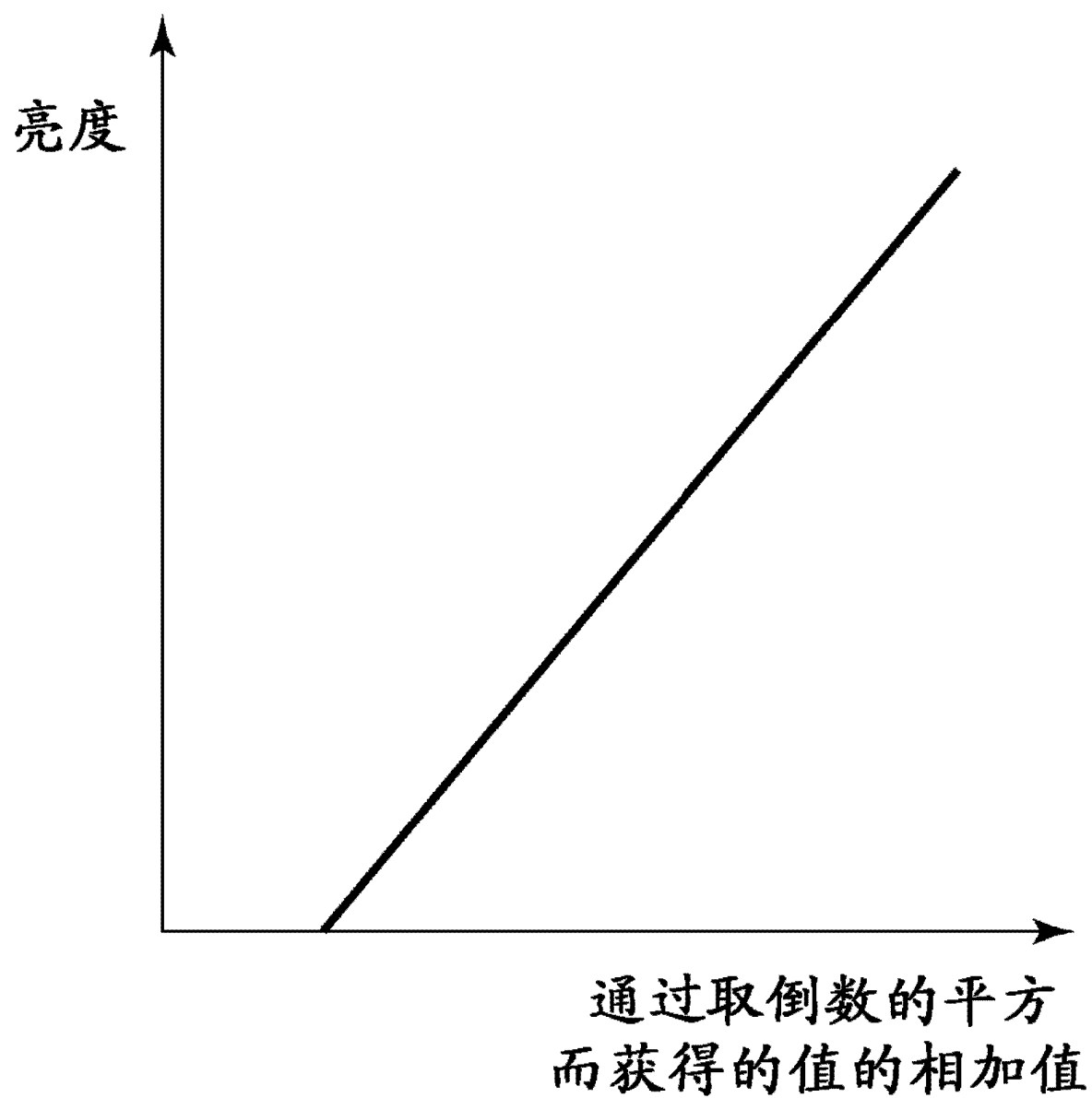


图 19

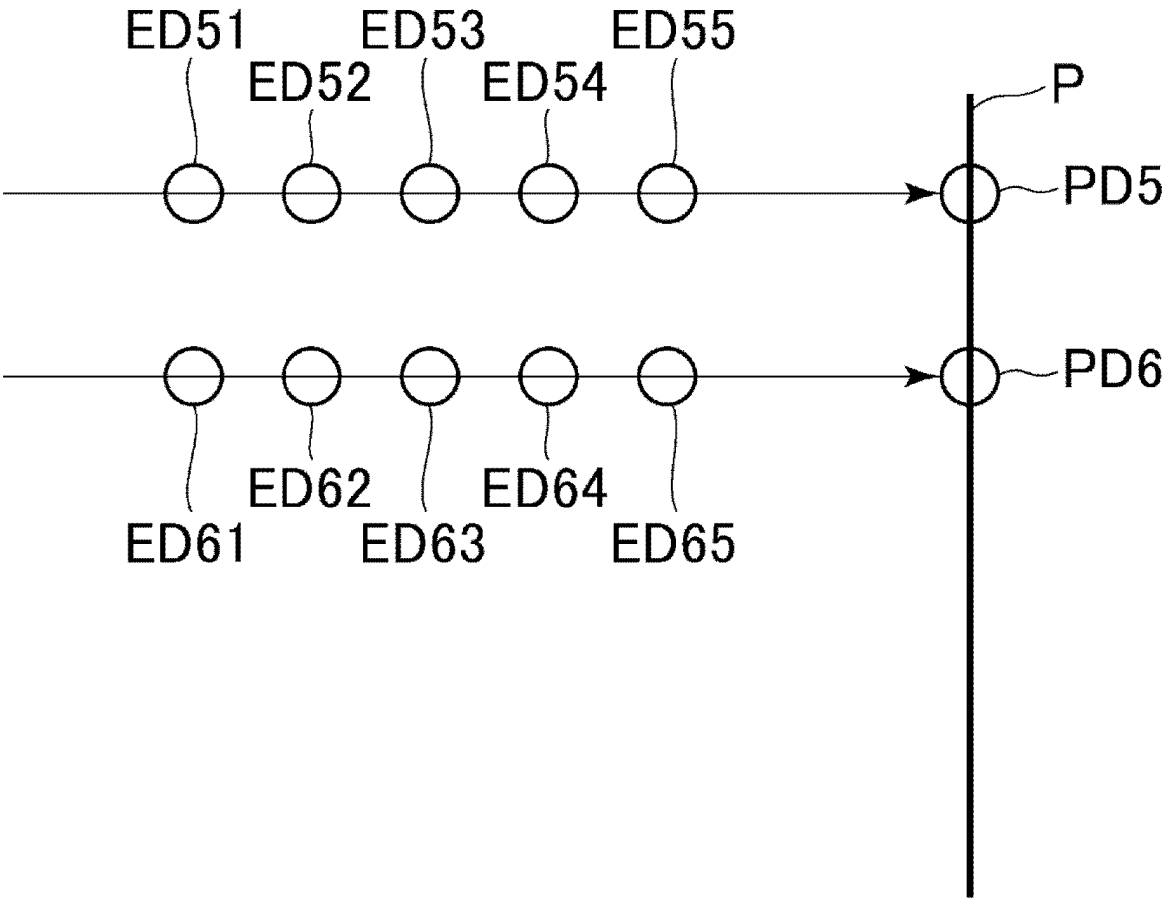


图 20

专利名称(译)	超声诊断设备及其方法		
公开(公告)号	CN102894995A	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	CN201210266362.6	申请日	2012-07-30
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川俊一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/483		
代理人(译)	姜甜 李浩		
优先权	2011165000 2011-07-28 JP		
其他公开文献	CN102894995B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的名称为“超声诊断设备及其方法”。一种超声诊断设备(1)，包括：物理量计算单元(5)，其基于通过将超声发送到受检者/接收来自受检者的超声而获得的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量；以及三维弹性图像数据生成单元(66)，其通过体积渲染处理来生成三维弹性图像数据，体积渲染处理用于在预先确定的视线方向中投射与受检者的三维区域中的物理量有关的数据，从而在投影平面上获得相应像素的数据。三维弹性图像数据生成单元获得与在视线方向中的规定的弹性范围中的物理量有关的数据的数目相对应的数据作为相应像素的数据。

