



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102894995 B

(45) 授权公告日 2016. 08. 24

(21) 申请号 201210266362. 6

US 2005/0090742 A1, 2005. 04. 28,

(22) 申请日 2012. 07. 30

WO 2010/058854 A1, 2010. 05. 27,

(30) 优先权数据

审查员 郑亮

2011-165000 2011. 07. 28 JP

(73) 专利权人 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)

(56) 对比文件

US 2007/0112270 A1, 2007. 05. 17,

CN 102131466 A, 2011. 07. 20,

WO 2011/030812 A1, 2011. 03. 17,

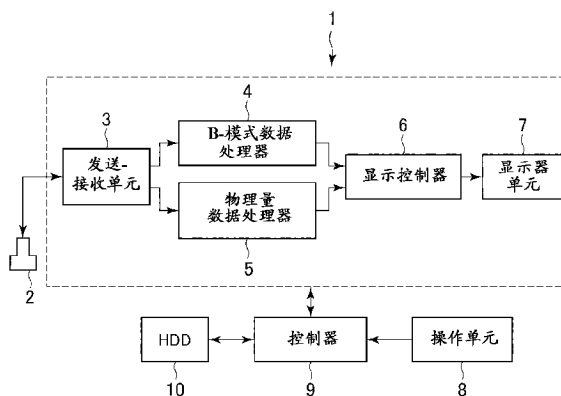
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(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并且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;

其中, 以所述规定的弹性范围中的物理量表示三维区域中硬的部分; 以所述规定的弹性范围之外的物理量表示三维区域中软的部分。

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并且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;

其中, 以所述规定的弹性范围中的物理量表示三维区域中硬的部分; 以所述规定的弹性范围之外的物理量表示三维区域中软的部分。

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6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8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8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11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并且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;

其中, 以所述规定的弹性范围中的物理量表示三维区域中硬的部分; 以所述规定的弹性范围之外的物理量表示三维区域中软的部分。

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并且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;

其中, 以所述规定的弹性范围中的物理量表示三维区域中硬的部分; 以所述规定的弹性范围之外的物理量表示三维区域中软的部分。

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

[0005] 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期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。

[0006] 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。

[0007] 问题的解决方案

[0008] 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。

[0009] 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。

[0010] 发明的有利效果

[0011] 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。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 附图简述

[0015] 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。

[0016] 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。

[0017] 图3是描绘了彼此正交的三个剖面的说明性示意图。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 图7是用于描述三维区域的示意图。

[0022] 图8是用于描述三维区域的示意图。

[0023] 图9是用于描述三维区域的示意图。

[0024] 图10是用于描述区域的设置的示意图。

[0025] 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。

[0026] 图12是用于描述规定的弹性范围的示意图。

[0027] 图13是体积渲染处理的说明性示意图。

[0028] 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示意图。

[0029] 图15是体积渲染处理的说明性示意图。

[0030] 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示意图。

[0031] 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示意图。

[0032] 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示意图。

[0033] 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。

[0034] 图20是用于描述第二实施例的第二修改的效果示意图。

具体实施方式

[0035] 将在下文中基于附图来详细描述本发明的实施例。

[0036] <第一实施例>

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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)。

[0048] 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。

[0049] 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)。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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d1组成。部分dh是比周边正常组织更硬的部分。部分d1是比部分dh更软的部分。

[0058] 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。

[0059] 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)。

[0060] 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}。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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)。

[0066] 规定的弹性范围设置成范围在256分级中从分级值0至N1的范围S1。因而,范围S1设置到硬侧,并且分级值N1变成在此处范围S1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S1中。

[0067] 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N1。

[0068] 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S1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S1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。

[0069] 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S1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。

[0070] 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。

[0071] 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S1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S1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S1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S1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S1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S1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。

[0072] 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S1之外的数据。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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d1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} 。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] <第二实施例>

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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”。

[0083] 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:

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

[0084]

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

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

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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}。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] 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':

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

[0093]

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

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

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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”。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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:

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

[0100]

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

[0101] 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。

[0102] 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。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 附图文字

[0109] 图1

[0110] 3 发送-接收单元;4 B-模式数据处理单元;5 物理量数据处理单元

[0111] 6 显示控制器;7 显示器单元;8 操作单元;9 控制器

[0112] 图2

[0113] 6 显示控制器

[0114] 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

[0115] 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

[0116] 图4

[0117] S1 执行超声的发送/接收,并且获取体积数据

- [0118] S2 显示关于三个正交剖面的超声图像G1、G2和G3
- [0119] S3 在超声图像G1、G2和G3处设置区域R1、R2和R3
- [0120] S4 显示三维弹性图像EG_{3D}
- [0121] 图12
- [0122] 硬、软
- [0123] 图14
- [0124] 亮度;数据的数目
- [0125] 图16
- [0126] 亮度;倒数的相加值
- [0127] 图17
- [0128] 亮度;相加值
- [0129] 图18
- [0130] 亮度;相加值
- [0131] 图19
- [0132] 亮度;通过取倒数的平方而获得的值的相加值。

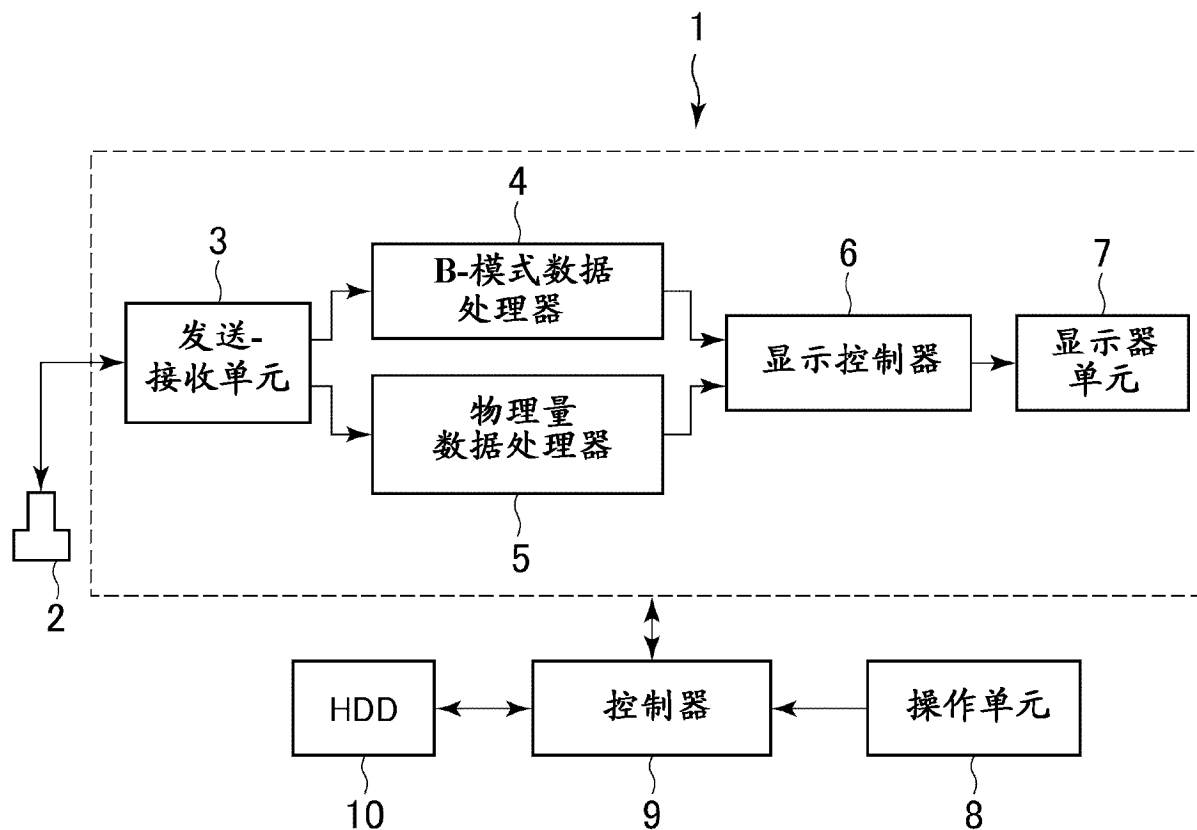


图 1

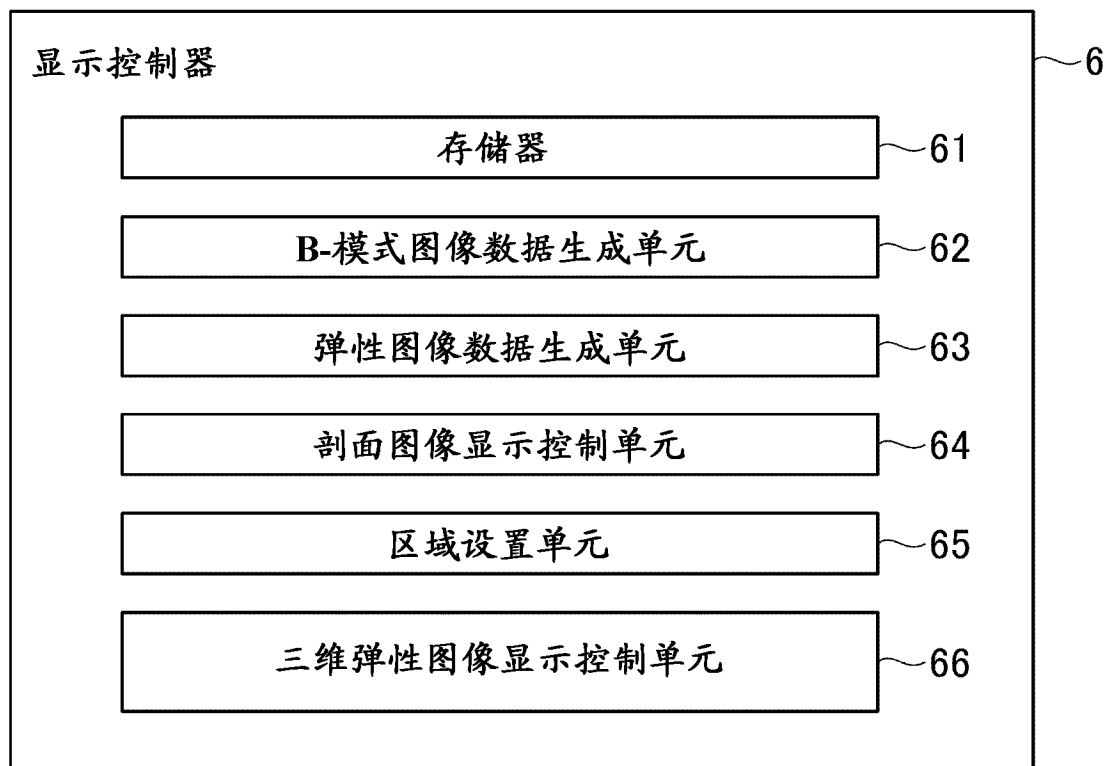


图 2

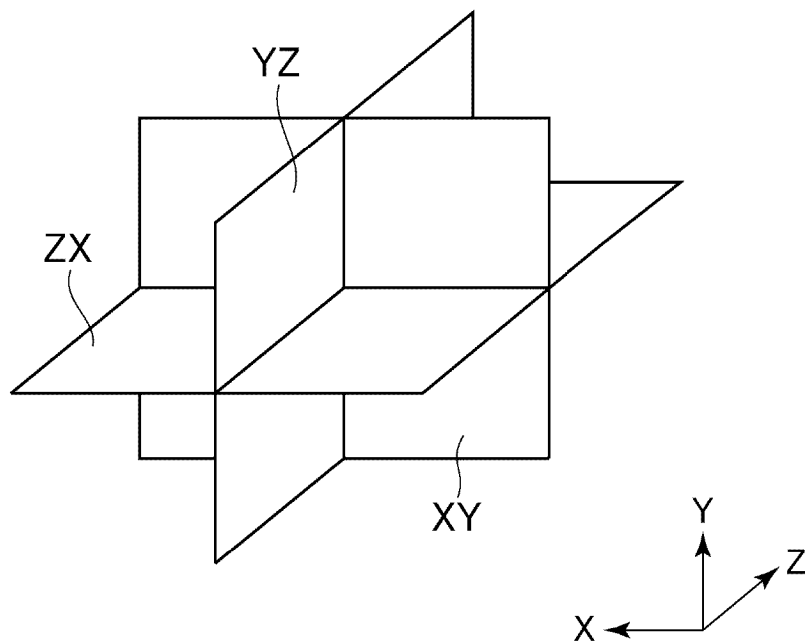


图 3

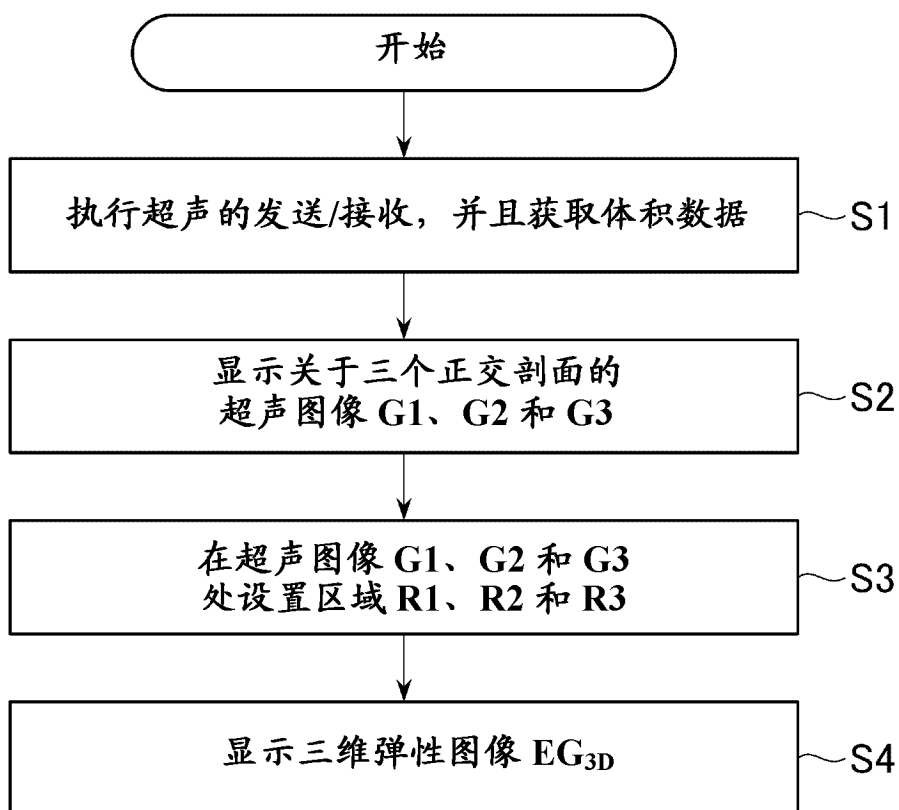


图 4

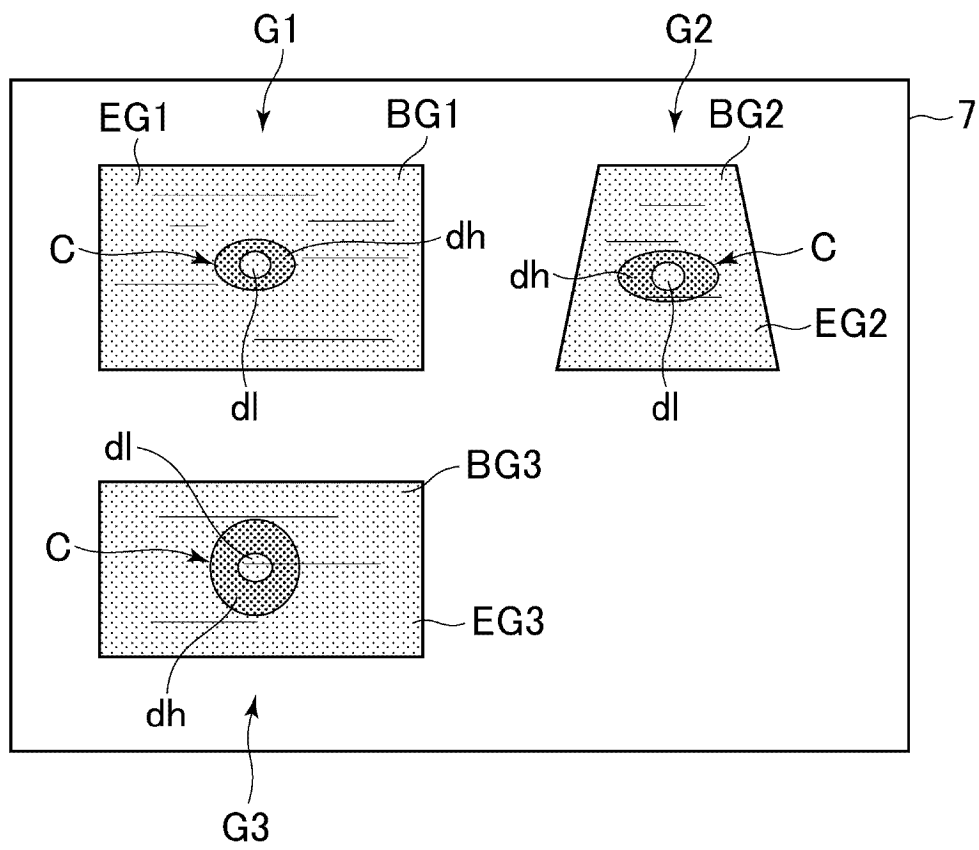


图 5

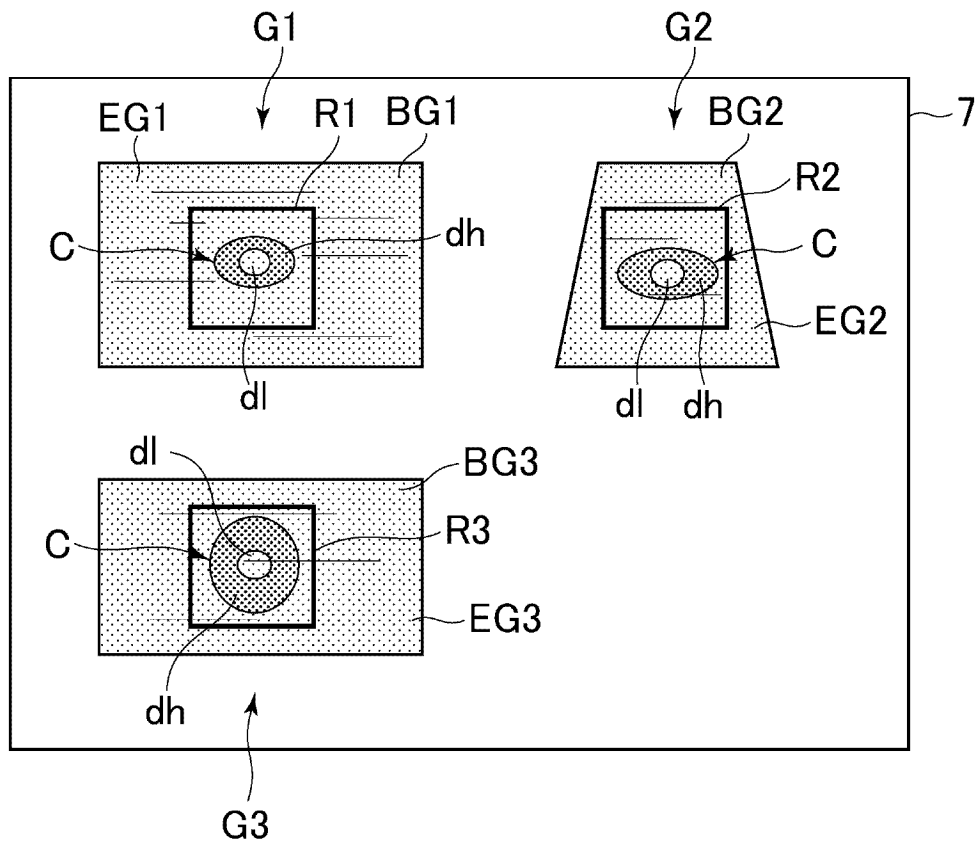


图 6

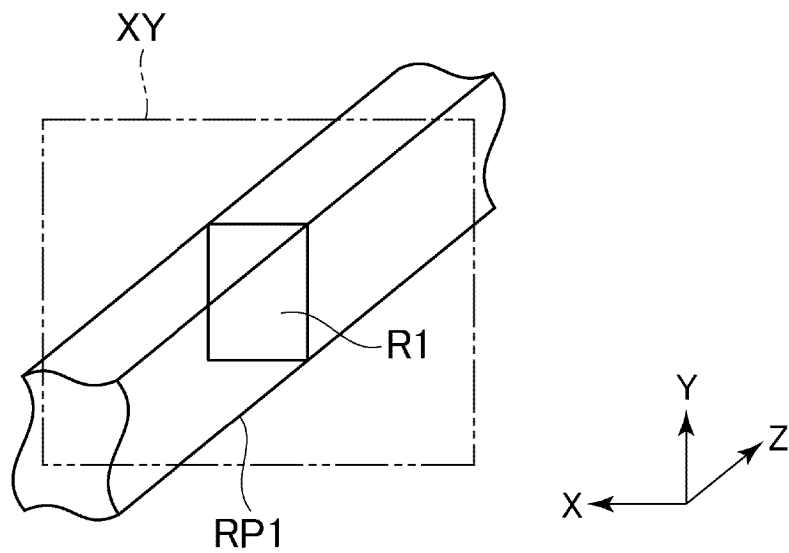


图 7

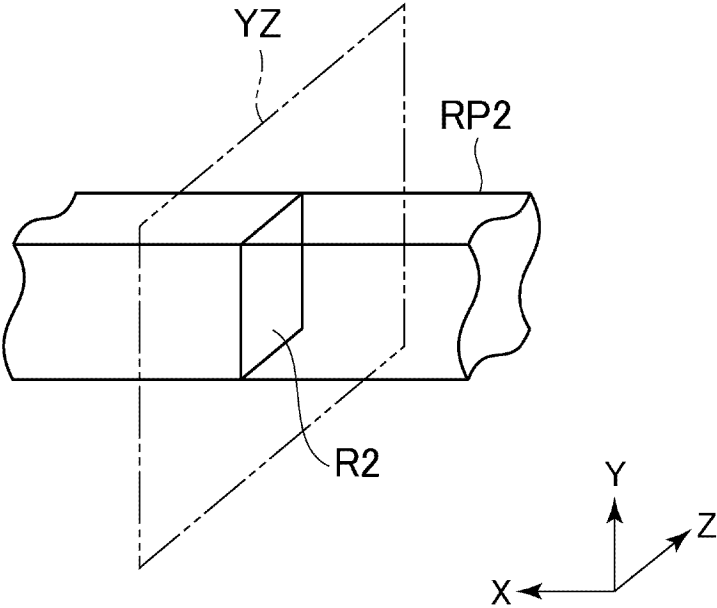


图 8

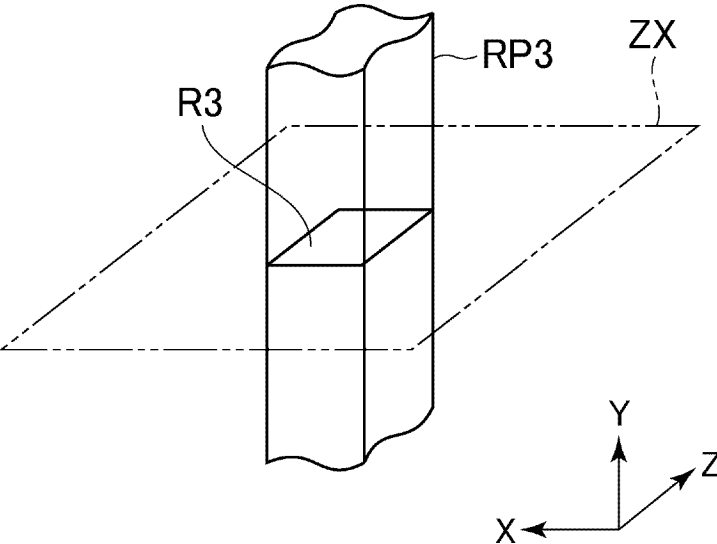


图 9

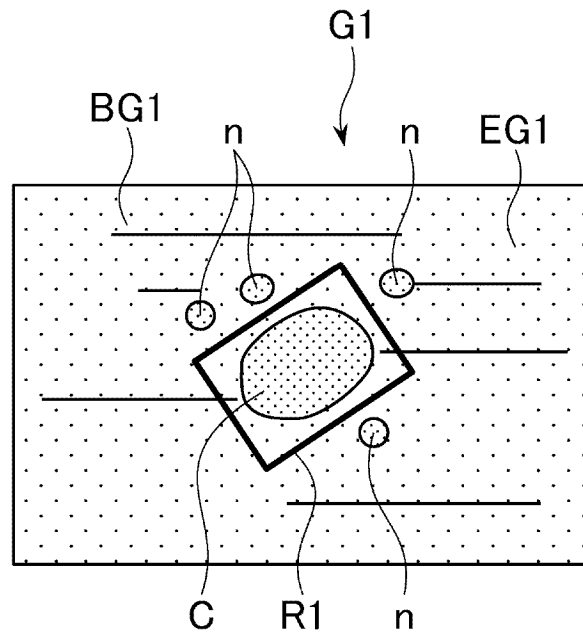


图 10

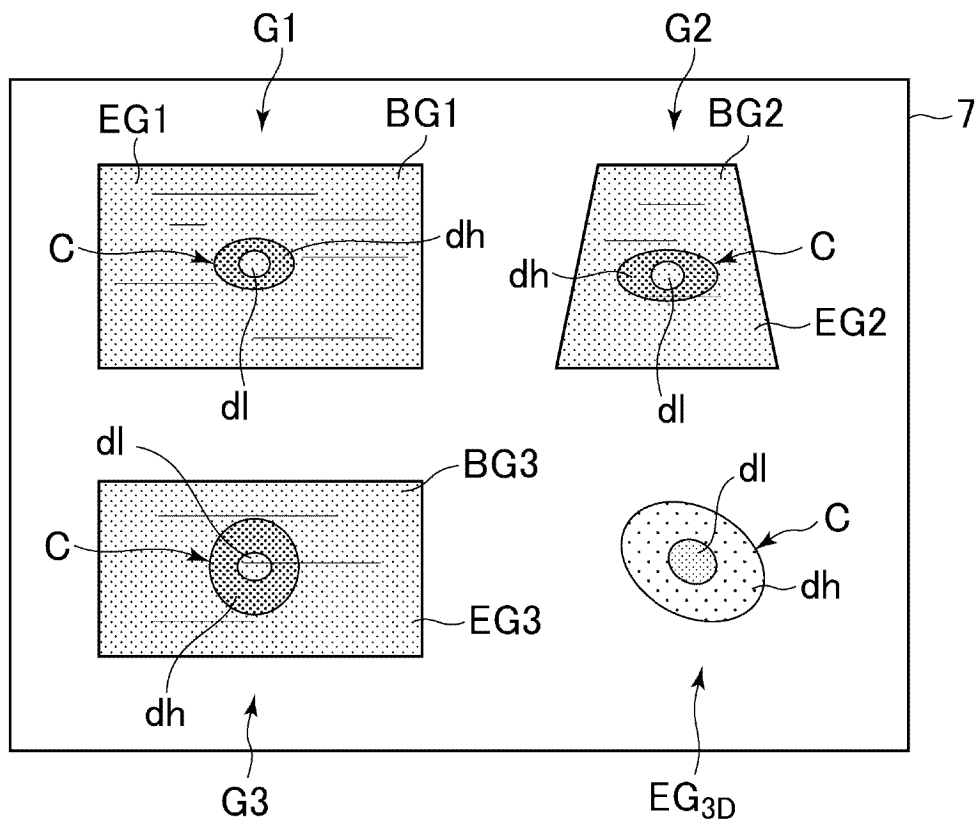


图 11

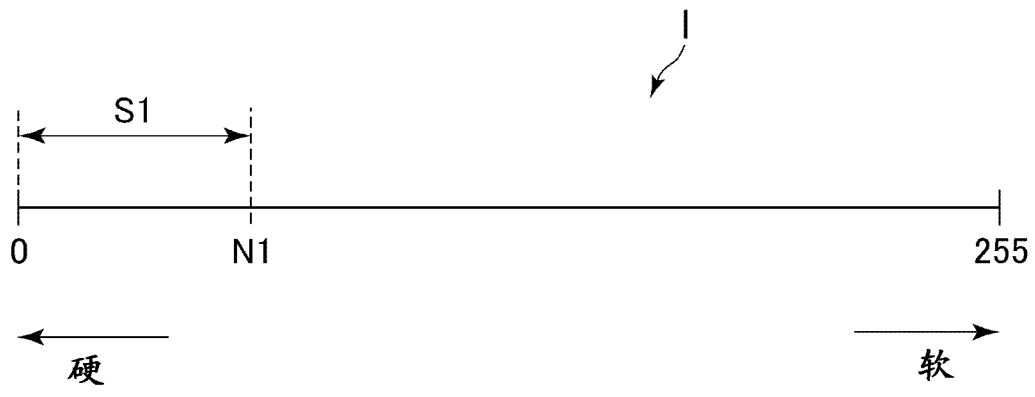


图 12

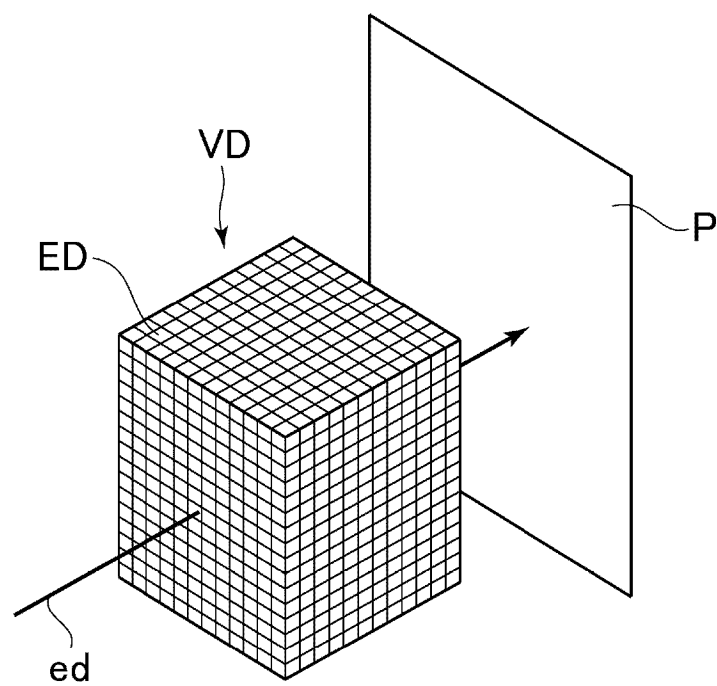


图 13

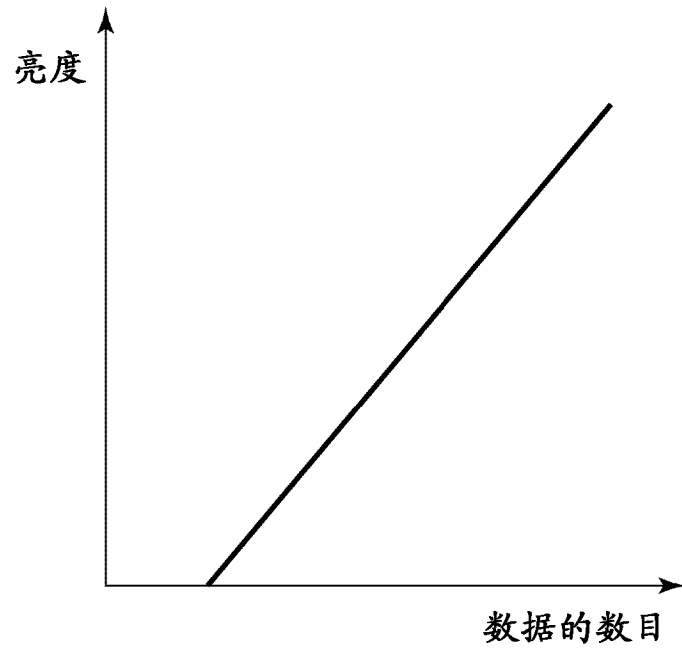


图 14

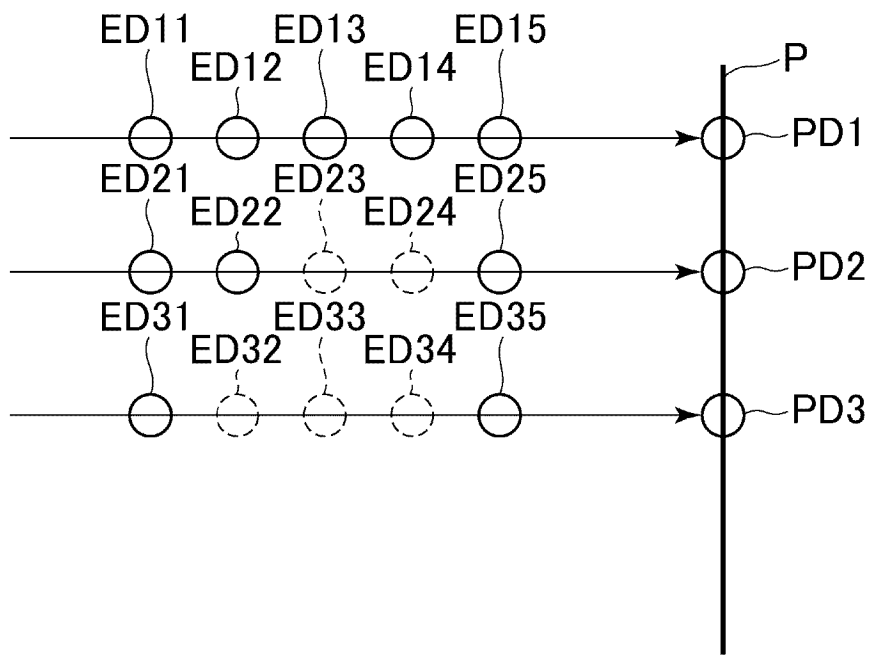


图 15

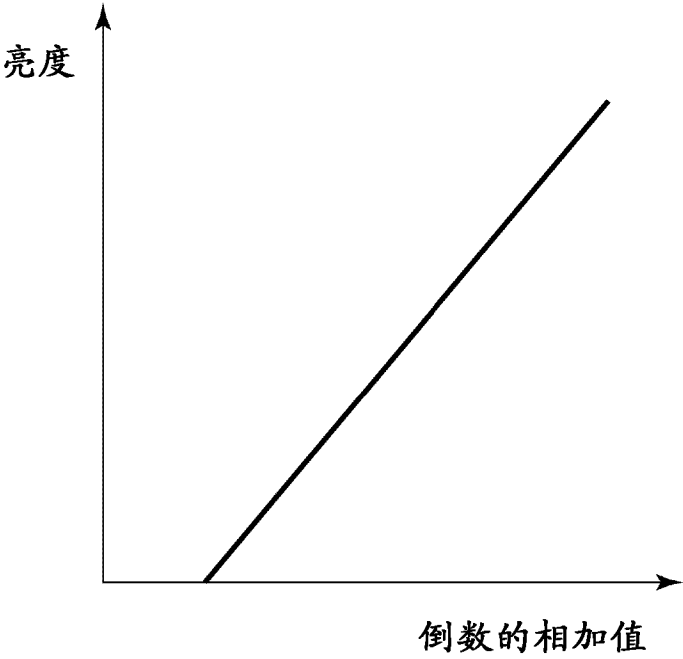


图 16

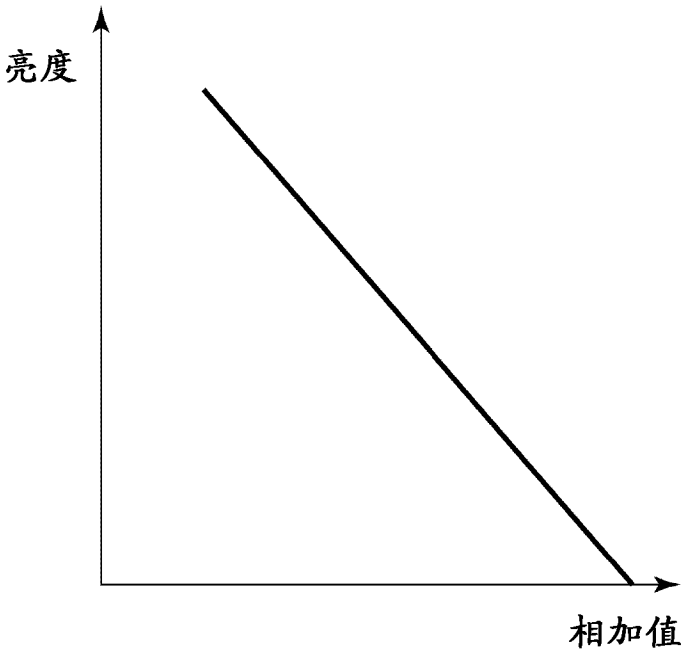


图 17

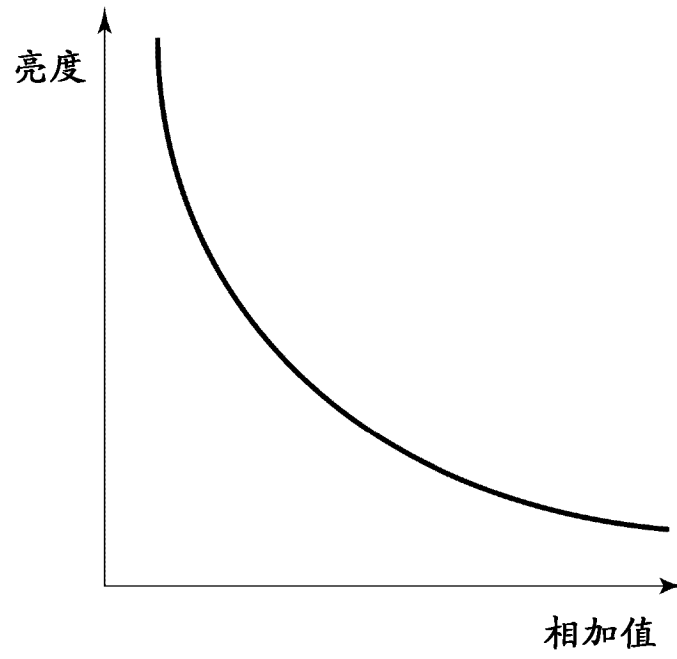


图 18

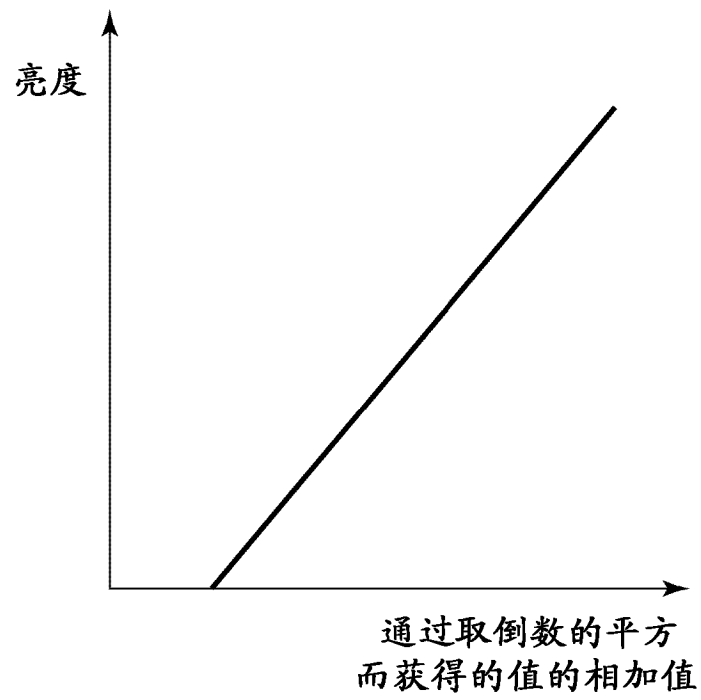


图 19

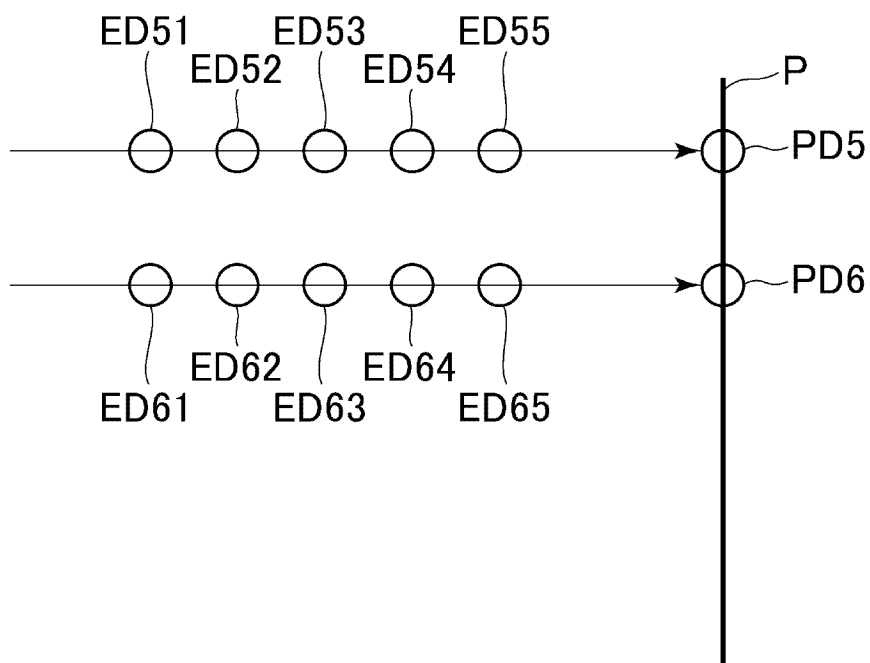


图 20

专利名称(译)	超声诊断设备及其方法		
公开(公告)号	CN102894995B	公开(公告)日	2016-08-24
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	A61B8/483 A61B8/485		
代理人(译)	姜甜 李浩		
审查员(译)	郑亮		
优先权	2011165000 2011-07-28 JP		
其他公开文献	CN102894995A		
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(6)，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。

