



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104510495 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 15

(21) 申请号 201410490297. 4

(22) 申请日 2014. 09. 23

(30) 优先权数据

2013-199836 2013. 09. 26 JP

(71) 申请人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 立山二郎

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 罗银燕

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

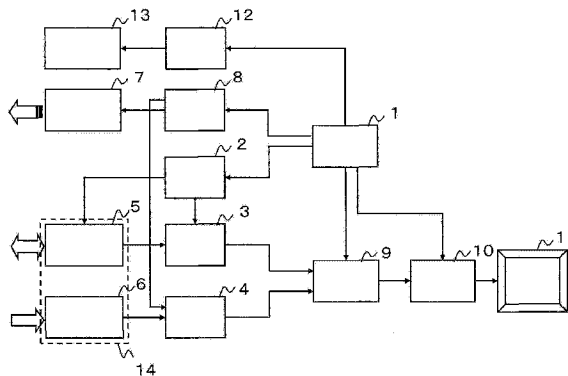
权利要求书2页 说明书9页 附图9页

(54) 发明名称

被检体信息获取装置及其控制方法

(57) 摘要

本发明公开了被检体信息获取装置及其控制方法。本发明的被检体信息获取装置包含接收超声回波和光声波的接收器、接收器的扫描仪、产生结构分布信息和功能分布信息的处理器以及使显示器显示分布信息项中的每一个的控制器。控制器在接收器接收来自被检体的至少一部分所形成的部分区域的光声波并且处理器产生关于该部分区域的功能分布信息的时段期间,使显示器随着扫描仪移动接收器以实现扫描而依次显示基于从该部分区域反射的超声波由处理器所产生的结构分布信息。



1. 一种被检体信息获取装置,包括:

接收器,该接收器被配置为接收传送到被检体并然后被被检体反射的超声波和在利用光照射的被检体中所产生的光声波;

扫描仪,该扫描仪被配置为相对于被检体机械移动接收器以对被检体进行扫描;

处理器,该处理器被配置为通过使用超声波来产生关于被检体的内部的结构分布信息和通过使用光声波来产生关于被检体的内部的功能分布信息;

显示器;以及

控制器,该控制器被配置为执行使显示器显示结构分布信息和功能分布信息的控制操作,其中,

控制器执行在接收器接收来自被检体的至少一部分所形成的部分区域的光声波并且处理器产生关于该部分区域的功能分布信息的时段期间,使显示器随着扫描仪移动接收器以在该部分区域中实现扫描而依次显示基于从被检体的该部分区域反射的超声波由处理器所产生的结构分布信息的控制操作。

2. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括:

输入单元,该输入单元被配置为接收被检体中的关注区域的指定,其中,

处理器在关注区域中通过使用光声波来产生功能分布信息。

3. 根据权利要求2或3的被检体信息获取装置,其中,

输入单元能够在控制器使显示器依次显示结构分布信息的同时接收关注区域的改变,并且,

扫描仪基于改变的关注区域来改变接收器的路径。

4. 根据权利要求2的被检体信息获取装置,还包括:

成像单元,该成像单元捕获被检体的图像,其中,

显示器将成像单元所获得的图像连同结构分布信息一起显示。

5. 根据权利要求2的被检体信息获取装置,其中,关注区域基于在被检体的表面上所形成的标记被设定。

6. 根据权利要求3的被检体信息获取装置,其中,

扫描仪移动接收器以在主扫描方向上实现扫描从而形成条带,并且移动接收器以在副扫描方向上实现扫描从而在条带之间移动接收器。

7. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括:

板,该板被配置为保持被检体,其中,

扫描仪在板之上机械移动接收器以实现扫描。

8. 根据权利要求7的被检体信息获取装置,其中,处理器以每一深度为基础显示沿板的C模式图像作为结构分布信息。

9. 根据权利要求7的被检体信息获取装置,其中,处理器基于接收器的每一个扫描位置显示B模式图像作为结构分布信息。

10. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,接收器集成地包含接收超声波的探测器和接收光声波的探测器。

11. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,接收器使用用于接收超声波和接收光声波的共用元件。

12. 一种被检体信息获取装置的控制方法,该被检体信息获取装置包含接收器、相对于被检体机械移动接收器以对被检体进行扫描的扫描仪、处理器、显示器以及执行使显示器显示结构分布信息和功能分布信息的控制操作的控制器,

该方法包括:

操作接收器以接收传送到被检体并然后被被检体反射的超声波;

操作接收器以接收在利用光照射的被检体中所产生的光声波;

操作处理器以通过使用超声波来产生关于被检体的内部的结构分布信息;

操作处理器以通过使用光声波来产生关于被检体的内部的功能分布信息;以及

操作控制器以执行在接收器接收来自被检体的至少一部分所形成的部分区域的光声波并且处理器产生关于该部分区域的功能分布信息的时段期间,使显示器随着扫描仪移动接收器以在该部分区域中实现扫描而依次显示基于从被检体的该部分区域反射的超声波由处理器所产生的结构分布信息的控制操作。

被检体信息获取装置及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及被检体信息获取装置及其控制方法。

背景技术

[0002] 传统上,在用于医疗图像诊断的超声诊断装置中,包含具有传送 / 接收超声波的功能的振动元件的探测器已被使用。当通过合成超声波形成的超声束从探测器向被检体传送时,超声束被被检体中的声阻抗改变的区域(即,组织之间的边界)反射。通过由探测器接收其反射回波并且基于其强度由信息处理器进行图像重构,可获取示出活体组织的结构分布信息的二维图像数据(断层切片(slice)图像)。

[0003] 根据日本专利申请公开 No. 2010-269046 中的技术,被检体的表面通过使用一维阵列(1D 阵列)探测器在 X 方向和 Y 方向上被机械扫描,以允许获得连续的断层切片图像。作为结果,可以产生宽的被检查区域的三维图像数据。

[0004] 另一方面,在 Srirang Manohar, et al., “The Twente photoacoustic mammoscope: system overview and performance”, Physics in Medicine and Biology, 50(2005), 2543-2557 中,描述了应用光声断层(PAT)技术的用于乳癌检查的活体信息成像装置。

[0005] PAT 是通过使用由来自吸收在被检体内传播 / 扩散的光的能量的活体组织的光声效应所产生的光声波来将与被检体中的光学特性值有关的信息可视化的技术。在实施 PAT 时,在围绕被检体的多个位置中的每一个处检测光声波,并且获得的信号经受数学分析处理。

[0006] 光声效应是这样一种现象:当利用脉冲光照射被检体时,在被检体中的具有高吸收系数的区域中通过体积膨胀产生光声波。

[0007] 在 PAT 中,可以获取诸如源自光照射的初始声压分布或吸收光学能量密度分布的、示出规定成分的存在 / 不存在或其中的变化的活体组织的功能分布信息。

[0008] 另外,在日本专利申请公开 No. 2010-269046 中,还描述了通过使用包含用于接收光声波的二维阵列(2D 阵列)探测器和用于传送 / 接收超声波的一维阵列探测器的集成探测器在 X 方向和 Y 方向上执行被检体的表面的机械扫描的配置。

[0009] 专利文献 1: 日本专利申请公开 No. 2010-269046

[0010] 非专利文献 1: Srirang Manohar, et al., “The Twente photoacoustic mammoscope: system overview and performance”, Physics in Medicine and Biology, 50(2005), 2543-2557

发明内容

[0011] 然而,当如日本专利申请公开 No. 2010-269046 那样使用包含两种类型的接收功能的集成探测器通过机械扫描产生三维图像数据时,在完成探测器的全部扫描之前,从超声回波和光声波二者导出的图像数据不能被识别。以下将描述其原因。

[0012] 当要执行基于光声波的图像重构时,来自整个成像目标区域的接收数据被获取。因此,在成像目标区域的扫描期间,不能从一个接一个的扫描位置依次产生图像并实时显示产生的图像。因此,传统上通过在完成探测器的全部扫描之后执行图像重构处理产生三维图像数据。注意,根据情况,成像目标区域可指示整个被检体或被检体被分割成的部分区域中的一个。

[0013] 另一方面,关于超声图像重构,实时图像产生通常是可能的。然而,在日本专利申请公开 No. 2010-269046 中的装置中,超声图像被产生以便主要在光声图像上叠加显示。因此,日本专利申请公开 No. 2010-269046 中的装置不具有在完成探测器的全部扫描之前显示超声图像的功能。

[0014] 鉴于以上问题实现了本发明,并且其目的在于允许在通过使用光声波和超声回波产生被检体中的目标区域的图像数据的装置中,在不等待使用探测器完成整个目标区域的扫描的情况下识别图像数据。

[0015] 本发明提供一种被检体信息获取装置,该被检体信息获取装置包括:

[0016] 接收器,该接收器被配置为接收传送到被检体并然后被被检体反射的超声波和在利用光照射的被检体中所产生的光声波;

[0017] 扫描仪,该扫描仪被配置为相对于被检体机械移动接收器以对被检体进行扫描;

[0018] 处理器,该处理器被配置为通过使用超声波来产生关于被检体的内部的结构分布信息和通过使用光声波来产生关于被检体的内部的功能分布信息;

[0019] 显示器;以及

[0020] 控制器,该控制器被配置为执行使显示器显示结构分布信息和功能分布信息的控制操作,其中,

[0021] 控制器执行在接收器接收来自被检体的至少一部分所形成的部分区域的光声波并且处理器产生关于该部分区域的功能分布信息的时段期间、使显示器随着扫描仪移动接收器以在该部分区域中实现扫描依次显示基于从被检体的该部分区域反射的超声波由处理器所产生的结构分布信息的控制操作。

[0022] 本发明还提供一种被检体信息获取装置的控制方法,该被检体信息获取装置包含接收器、相对于被检体机械移动接收器以对被检体进行扫描的扫描仪、处理器、显示器以及执行使显示器显示结构分布信息和功能分布信息的控制操作的控制器,

[0023] 该方法包括:

[0024] 操作接收器以接收传送到被检体并然后被被检体反射的超声波;

[0025] 操作接收器以接收在利用光照射的被检体中所产生的光声波;

[0026] 操作处理器以通过使用超声波来产生关于被检体的内部的结构分布信息;

[0027] 操作处理器以通过使用光声波来产生关于被检体的内部的功能分布信息;以及

[0028] 操作控制器以执行在接收器接收来自被检体的至少一部分所形成的部分区域的光声波并且处理器产生关于该部分区域的功能分布信息的时段期间、使显示器随着扫描仪移动接收器以在该部分区域中实现扫描依次显示基于从被检体的该部分区域反射的超声波由处理器所产生的结构分布信息的控制操作。

[0029] 根据本发明,在通过使用光声波和超声回波产生被检体中的目标区域的图像数据的装置中,可以在不等待使用探测器完成整个目标区域的扫描的情况下识别图像数据。

[0030] 本发明的其它特征将从以下参照附图的示例性实施例的描述变得清楚。

附图说明

- [0031] 图 1 是示出本发明的总体配置的示图；
[0032] 图 2 是示意性地示出根据第一实施例的装置的示图；
[0033] 图 3 是示出探测器的机械操作的示图；
[0034] 图 4 是示出利用超声探测器的扫描的过程的示图；
[0035] 图 5A ~ 5C 是分别示出被检体的 3 面示图；
[0036] 图 6A 示出深度 Z 处的 C 模式图像的示图；
[0037] 图 6B 示出深度 Z 处的 C 模式图像的其它示图；
[0038] 图 7A 和图 7B 是在其中每一个中连续显示扫描位置 X 处的 B 模式图像的示图；
[0039] 图 8A 和图 8B 是在其中每一个中同时显示照相机图像和 C 模式图像的示图；
[0040] 图 9A 和图 9B 是分别示出调整 ROI 起始点之后的图像的示图；
[0041] 图 10A 和图 10B 是分别示出调整 ROI 结束点之后的图像的示图。

具体实施方式

[0042] 现在参照附图，以下将描述本发明的优选实施例。然而，以下描述的部件的大小、材料和形状及其相对定位等应根据应用本发明的装置的配置和各种条件适当地改变，并且不意欲将本发明的范围限于以下描述。

[0043] 在本发明中，声波包含称为音波、超声波、光声波或光超声波的弹性波或压缩波。本发明的被检体信息获取装置用作光声断层装置和超声装置中的每一个。前一装置利用光（电磁波）照射被检体并接收在被检体中通过光声效应产生的光声波，以获取关于被检体的内部的特性信息。后一装置向被检体传送超声波并接收在被检体中反射的超声波（反射回波），以获取关于被检体的内部的特性信息。

[0044] 通过光声断层（PAT）获取的特性信息是反映通过光照射所产生的声波的初始声压、分别从初始声压导出的吸收光学能量的密度和吸收系数、形成组织的物质的浓度等的被检体信息。可以说，由于形成组织的物质反映功能，因此，光声特性分布代表被检体的功能分布信息。

[0045] 物质的浓度的示例包含氧饱和度、氧合血红蛋白浓度和脱氧血红蛋白浓度。产生的特性信息也可以被存储并用作数值数据、被检体中的每个位置处的分布信息或用于显示图像的图像数据。

[0046] 通过超声波的传送 / 接收所获取的特性信息是反映被检体中的声阻抗变化的部位（即，具有不同的声阻抗的区域之间的边界位置）的被检体信息。由于声阻抗差反映组织的结构，因此可以说，声阻抗特性分布代表被检体的结构分布信息。

[0047] 现在参照附图，以下将详细描述本发明。注意，类似的部件原则上由类似的附图标记表示，并且可省略其描述。本发明可体现为被检体信息获取装置、其操作方法或其控制方法。本发明也可体现为使信息处理器等实现控制方法的程序。

[0048] （图像重构技术）

[0049] 理论上，在 PAT 中，如果可通过在围绕整个被检体的密闭空间（特别是球面）的表

面之上的不同点处使用理想的声学检测器来测量声波的时间变化,那么源自光照射的初始声压分布可完全被可视化。理想的声学检测器指示宽带点检测器。

[0050] 数学上也已知的是,即使当不在密闭空间处执行测量时,如果可在围绕被检体的圆柱状空间的表面处或者在面向被检体的平板状空间的表面处测量声波,那么初始声压分布也可基本上被再现。

[0051] 下式 (1) 是形成 PAT 的基础的偏微分方程,并且被称为“光声波方程”。通过求解该方程,可以描述来自初始声压分布的声波传播,并且可理论上确定可在何处检测声波以及如何检测声波。

[0052] [数学 1]

$$[0053] \quad (\nabla^2 - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2}) p(r, t) = -p_0(r) \frac{\partial \delta(t)}{\partial t} \quad (1)$$

[0054] 这里, r 是位置, t 是时间, $p(r, t)$ 是声压的时间变化, $p_0(r)$ 是初始声压分布, c 是声速, $\delta(t)$ 是代表光脉冲的形状的 Δ (delta) 函数。

[0055] 另一方面, PAT 图像重构是从在检测点处所获得的声压 $p_d(r_d, t)$ 导出初始声压分布 $p_0(r)$, 这在数学上被称为逆问题。

[0056] 以下将给出在 PAT 图像重构方法中一般使用的通用背投影 (UBP) 方法的描述。通过在频率空间上分析式 (1) 的光声波方程, 可以精确地求解确定 $p_0(r)$ 的逆问题。其在时间空间上的结果的表示与 UBP 对应。最终, 导出下式 (2)。

[0057] [数学 2]

[0058]

$$p_0(r) = -\frac{2}{\Omega_0} \nabla \cdot \int_{S_0} \bar{n}_0^S dS_0 \left[\frac{p_0(r_0, t)}{t} \right]_{t=|r-r_0|} \quad (2)$$

[0059] 这里, Ω_0 是相对于任意的重构体素 (或焦点) 的总测量区域 S_0 的立体角。

[0060] 为了容易理解, 该式被进一步变形, 从而得到式 (3)

[0061] [数学 3]

$$[0062] \quad p_0(r) = \int_{\Omega_0} b(r_0, t=|r-r_0|) \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \quad (3)$$

[0063] 这里, $b(r_0, t)$ 是式 (4) 中所示的投影数据, $d\Omega_0$ 是式 (5) 中所示的、相对于任意的监测点 P 的检测器 dS_0 的立体角。

[0064] 通过根据式 (3) 中的积分使投影数据经受背投影, 可以获得初始声压分布 $p_0(r)$ 。

[0065] [数学 4]

$$[0066] \quad b(r_0, t) = 2p(r_0, t) - 2t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (4)$$

$$[0067] \quad d\Omega_0 = \frac{dS_0}{|r-r_0|^2} \cos \theta \quad (5)$$

[0068] 在上式中, θ 是检测器与任意的监测点 P 之间所形成的角度。当声源与测量位置

之间的距离与声源的尺寸相比足够大时（声学远场近似），提供式（6）。

[0069] [数学 5]

$$[0070] \quad p(r_0, t) \ll t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (6)$$

[0071] 另一方面， $b(r_0, t)$ 由式（7）给出。

[0072] [数学 6]

$$[0073] \quad b(r_0, t) = -2t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (7)$$

[0074] 因此，在 PAT 图像重构中，通过使检测器所获得的检测信号 $p(r_0, t)$ 经受时间微分，可以获得投影数据 $b(r_0, t)$ 。已知的是，通过根据式（3）使投影数据 $b(r_0, t)$ 经受背投影，可以获得初始声压分布 $p_0(r)$ 。

[0075] 因此，在基于 PAT 的图像重构中，关于诸如活体的被检体的内部的特性信息可被成像。特性信息包含源自光照射的声波的产生源分布、活体中的初始声压分布、从其导出的吸收光能量密度分布以及可从以上信息项获得的形成活体组织的物质的浓度分布。这样的特性信息可被用于例如诊断恶性肿瘤、血管疾病等或后续化疗的目的。

[0076] < 实施例 1 >

[0077] 图 1 是最清楚地代表本发明的典型特征的被检体信息获取装置的总体配置图。当被检体是活体时，该装置也可被称为活体信息成像装置。

[0078] （装置配置和操作）

[0079] CPU1 负责装置的主要控制。超声波传送单元 2 驱动超声探测器以传送超声束。超声波接收单元 3 取入 (retrieve) 由超声探测器检测的接收信号以形成射束。光声波接收单元 4 取入由光声探测器检测的接收信号。

[0080] 1D 阵列探测器 5 产生超声波并且检测反射回波。2D 阵列探测器 6 用于检测光声波的信号。探测器 14 是包含超声探测器 5 和光声探测器 6 的集成机构。

[0081] 光照射单元 7 利用光照射被检体。光源单元 8 控制光照射单元。图像处理单元 9 通过使用来自光声波和超声波的接收信号计算图像数据。显示控制单元 10 控制图像的扫描转换及其叠加显示。显示器 11 显示图像数据。扫描控制单元 12 执行集成探测器 14 向任意位置的 X-Y 扫描移动。扫描单元 13 执行探测器的机械扫描移动。

[0082] 将描述基于超声波的传送 / 接收成像的基本操作。当超声探测器 5 被压在被检体上以传送超声波时，超声波在极短的时间段中在被检体中行进，以在提供声阻抗差的边界处变为反射回波。声阻抗差意味着不同的介质处于接触状态。探测器检测反射回波。

[0083] 然后，图像处理单元从超声波的传送与反射回波的返回之间的时间计算距离以将被检体中的组织成像。以这种方式，代表活体组织的物质分布的“结构图像”（结构分布信息）可被成像。

[0084] 扫描控制单元与本发明的扫描仪对应。探测器与本发明的接收器对应。图像处理单元与本发明的处理器对应。显示器与本发明的显示器对应。

[0085] 将描述基于 PAT 的图像重构的基本操作。首先，由光源单元 8 驱动的光照射单元 7 利用脉冲光照射被检体。然后，探测器 6 接收（检测）通过利用活体组织吸收在被检体中

传播/扩散的脉冲光的能量所产生的光声波。通过使得到的接收信号在图像处理单元中经受重构处理,可以获取被检体中的光学特性分布,特别是吸收光学能量密度分布。以这种方式,代表活体组织的物质分布的“功能图像(功能分布信息)”可被成像。

[0086] (关于探测器扫描)

[0087] 在 PAT 图像重构中,当接收光声信号的区域的尺寸较大时,接收孔径的尺寸较大,并且这允许 PAT 图像的分辨率增加。然而,对于 PAT 使用大面积的多元件探测器显著地增加用于执行同时并行接收的接收单元的通道的数量,从而导致装置的成本和尺寸的增加。在防止这一点上,探测器扫描类型的 PAT 是有效的。另外,通过在执行扫描的同时对信号进行积算(integrate),也可提高 SN 比。

[0088] 然而,当 PAT 装置具有探测器扫描类型的配置时,必须存储在扫描期间所获取的信号并在完成扫描之后通过使用存储的接收信号(积算信号)执行图像重构。作为结果,该配置不能在至少图像重构的整个目标区域的扫描完成之前获得 PAT 图像。即,当基于被检体的整个区域的数据重构图像时,必须等待完成全部扫描。即使当基于被检体被分割成的诸如条纹块的部分区域中的每一个执行重构时,也必须等待完成部分区域中的扫描。

[0089] 这里,即使在这种使用具有用作超声元件和光声元件中的每一个的共用元件的探测器、或包含超声元件和光声元件的集成探测器的扫描类型的装置中,在完成扫描之前也不能获得 PAT 图像。作为结果,捕获的图像不被实时显示,并且可能不能够确定图像感测是否正确地进行。另外,该配置可使得分别部分产生的 PAT 图像和超声图像被结合在一起。

[0090] 图 2 是被检体信息获取装置的部分示意图。在本实施例的装置中,当被检查者的乳房作为被检体被测量时,被检查者位于俯卧位并且被检体 21 保持在两个板体(按压板 22 和保持板 23)之间。由于按压板与保持板之间的距离可调整,因此保持被检体的压力的强度和被检体的厚度(薄度)可被控制。

[0091] 探测器 14 经由保持被检体的保持板接收分别从被检体产生的超声波和光声波。在探测器与保持板之间或者在保持板与被检体之间,还可放置声学匹配材料。探测器能够沿保持板的表面在 X 方向和 Y 方向上机械扫描移动。

[0092] 图 3 是示出探测器 14 的机械扫描移动的示图。如上所述,探测器是包含 1D 阵列超声探测器 5 和 2D 阵列光声探测器 6 的集成探测器。探测器沿移动路径 31 经由保持板 23 在被检体 21 之上移动。

[0093] 首先,扫描控制单元 12 沿保持板的表面在水平方向(X 方向)上向右移动探测器。当探测器到达其右端部时,扫描控制单元 12 将其移动方向变为向下的垂直方向(Y 方向)。当探测器在 Y 方向上移动预定的距离时,扫描控制单元 12 再次在水平方向上向左移动探测器。通过重复探测器的这种机械扫描移动,扫描控制单元允许整个被检查区域被测量。

[0094] 这里,通过 X 方向上的一个扫描操作形成的区域被称为条带(stripe)。装置通过将检体分割成多个条带来测量整个区域。在图像重构时,可基于条带中的每一个执行图像重构,或者,多个或全部条带可被共同用作图像重构的单位。可替代地,也可设定部分区域,而限于条带。

[0095] 在本实施例中,条带中的每一个延伸的 X 方向可被称为主扫描方向,而探测器在条带之间移动的 Y 方向可被称为副扫描方向。单个条带也可在 Y 方向上彼此重叠。

[0096] 注意,机械扫描移动中的光照射和光声波获取的定时是任意的。例如,也可使用间

歇地移动探测器并且在探测器停止时执行测量的方法（步进重复方法）。可替代地，也可使用在连续移动探测器的同时执行测量的方法。在这些方法的任何一个中，通过根据探测器的位置和测量定时执行算术运算，可以重构被检体的内部。这允许在移动路径 31 上的不同位置处获取重复图像。

[0097] （图像数据的产生和显示）

[0098] 图 4 示出在探测器沿移动路径 31 移动的同时获取用作超声图像的二维断层切片图像时的扫描的过程。用于输出断层切片图像的定时如下。当探测器间歇移动时，在探测器停止时输出断层切片图像，而当探测器连续移动时，在给定周期的间隔处输出断层切片图像。通过布置获取的断层切片图像，可以构造整个被检查区域的三维超声图像。

[0099] 图 5A ~ 5C 是分别示出被检体保持在保持板与按压板之间时的被检体的形状的 3 面示图。图 5A ~ 5C 示出通过使用诸如照相机的成像单元从三个方向捕获的被检体的各图像。在医疗人员进行诊断时，PAT 图像或超声图像也可在 3 面示图中的每一个上叠加显示。注意，响应于操作者的指定，标记 51 被显示以规定病变的位置。

[0100] 当存在源自基于 PAT 的图像重构的三维图像数据时，显示控制单元通过使用体绘制功能来提取 3 面切片图像以允许规定被检体中的任意位置（X 坐标、Y 坐标和 Z 坐标）的 3 面切片图像被显示。

[0101] 另一方面，即使当探测器被移动以进行扫描时，超声三维图像数据也可通过布置获取的断层切片图像来被依次三维成像。即，可以提取作为沿保持板的 X-Y 平面中的 C 模式图像、沿探测器元件的布置的 Y-Z 面中的断层切片图像（B 模式图像）和与 X-Z 平面对应的立面图像的 3 面切片图像。

[0102] 此时，在基于 PAT 的图像重构中，整个被检体（或者，当基于被检体被分割成的部分区域中的每一个执行重构时，作为图像重构目标的整个部分区域）的接收数据是必需的。因此，在完成整个区域的扫描之后执行重构处理以产生图像数据。

[0103] 另一方面，在超声图像重构中，探测器被移动以进行扫描，以依次获得其它区域的断层切片图像。作为结果，依次产生利用探测器扫描的区域的图像数据。即，PAT 图像通过在完成全部扫描之后执行图像重构来显示，而超声图像可在执行扫描的同时实时显示。

[0104] 图 6A 和图 6B 示出超声图像伴随使用探测器的扫描而被实时显示时的显示示例。在图的每一个中，显示深度 Z 处的多个 C 模式图像。在这些示例中，伴随探测器在 X 方向上的扫描移动，10mm、15mm 和 20mm 的深度 Z 处的 C 模式图像在显示器上被显示。即，即使在获取用于产生光声图像的数据的时段期间，也显示 C 模式图像。

[0105] 图 6A 示出与 10mm、15mm 和 20mm 的各深度对应的 C 模式图像 61、62 和 63。当探测器在 X 方向上向扫描位置 64 移动时，在显示器上依次产生并显示图像。当探测器在 Y 方向上移动并且改变条带时，图像被清除，并且新显示下一条带。

[0106] 图 6B 示出与 10mm、15mm 和 20mm 的各深度对应的 C 模式图像 65、66 和 67。在图 6B 的方法中，通过即使当前条带在 Y 方向上变为下一条带时也显示前面的图像，最终显示整个被检体的图像。

[0107] 该显示方法适于要识别病变 69 在深度方向 X 上延伸时的结构信息的情况。该方法最适于与利用另一模态识别的病变的形状进行比较的情况。

[0108] 作为超声图像伴随使用探测器的扫描而被实时显示时的示例，图 7A 和图 7B 示出

即使在执行扫描的时段期间也连续显示扫描位置 X 处的 B 模式图像时的示图。

[0109] 图 7A 是示出与 X 方向上的探测器扫描位置对应的断层切片图像 X0 ~ X7 的示图。图 7B 是在显示器上连续显示断层切片图像 X0 ~ X7 的示图。此时,可以使用在同一位置或不同位置处连续显示单个图像的方法,或者,也可以使用在 X 方向上的指定位置处选择性地显示图像的方法。可替代地,也可以同时显示根据两种方法的图像。

[0110] 这里,块 (mass) 71 示出病变。当在显示的断层切片图像之间进行比较时,在 X0 上没有观察到块 71,而在 X7 上观察到该块 71。这示出,超声图像根据探测器扫描位置改变。

[0111] 该显示方法适于要识别病变在扫描方向 X 上延伸时的结构信息的情况。当要识别与探测器扫描位置对应的实时图像时,该方法是合适的。

[0112] 如使用图像显示的各种示例在本实施例中所示出的,本发明允许在相对于被检体在 X 方向和 Y 方向上移动探测器以进行扫描的同时依次显示超声图像数据。作为结果,在使用超声图像和光声图像二者的被检体信息获取装置中,可以获得允许在不等待完成光声断层的情况下实时识别图像感测状态(装置操作状态或图像感测的进行)的效果。作为结果,用户可在必要时在识别图像的同时检查需要的操作。

[0113] < 实施例 2>

[0114] 在本实施例中,将描述将本发明应用于在被检体中设定关注区域 (ROI) 的被检体信息获取装置的方法及其效果。本实施例的装置具有接收来自用户的指定输入并在目标的表面中设定 ROI 的输入单元。

[0115] 当基于 PAT 获取被检体 21 的图像数据时,优选从使用另一模态 (MRI、X 射线乳房摄影或超声波) 的诊断结果初步估计病变 71 的 X 位置和 Y 位置、将病变的周边设定为 ROI 并且执行测量。通过设定 ROI,能够在不需要测量整个被检体时减少测量时间,并且产生仅针对需要的区域的详细图像数据。

[0116] 图 8A 和图 8B 示出在本实施例中在显示器上显示的图像。图 8A 是可识别探测器扫描位置的照相机图像。图 8B 是实时产生的 C 模式图像。通过同时显示这些图像,能够在屏幕上识别探测器扫描位置和病变的相对位置。

[0117] 在图 8A 的照相机图像中,范围 81 示出关注区域 (ROI) 的初始设定范围。通过设定,从由起始点 (X0, Y0) 和结束点 (X1 和 Y1) 限定的范围获取 PAT 图像数据。

[0118] 注意,ROI 的位置和尺寸可任意改变。并且,ROI 的形状不限于矩形。能够在照相机图像中观看被检体图像中的标记的位置的同时识别设定位置。可通过诸如用户利用触摸笔的规定或坐标的规定的任意方法来确定 ROI 的位置。

[0119] 在图 8B 的 C 模式图像中,区域 82 示出以条带为单位设定的 ROI 的范围。区域 82 以条带为单位被设定,使得照相机图像中的 ROI 的设定范围 81 在必要时被充分地包含在其中。区域 82 可基于与例如区域 81 和探测器的尺寸以及扫描路径有关的信息被自动确定。

[0120] 当设定 ROI 时,在被检体的表面上形成标记 51 以规定病变 71 的位置,使得在观看照相机图像时 ROI 的中心与该位置对准。然而,当被检体被保持在保持板与按压板之间时,被检体的形状可改变,由此标记的位置偏离实际的病变。

[0121] 然而,在整个成像目标区域(在这种情况下为 ROI) 的扫描终止之前,基于 PAT 重构的图像不能被识别。因此,当位置偏移时,出现例如重构图像的一部分变为浪费或者诊断所需要的部分不能被成像的问题。注意,也可基于标记位置自动执行关注区域的设定。

[0122] 如果使用实施例 1 中所示的装置,那么可解决这个问题。即,在该装置中,依次显示通过超声波的传送/接收所获得的 C 模式图像。通过使用这样的图像实时识别病变的精确位置,可根据需要确定 ROI 的设定范围是否合适。这允许用户实时调整设定范围。

[0123] 图 8B 示出以条带为单位的 C 模式图像。在位于上部位置处的条带 83 的 C 模式图像被显示的阶段中,病变 71 的一部分被显示。因此,可以识别,ROI 的设定范围 82 在病变 71 外。换句话说,通过观察条带 83,清楚的是 ROI 的设定范围 81 在病变 71 外。因此,必须在获取下一条带 84 的数据之前改变 ROI 的设定位置并再次获取条带 83 的数据。

[0124] 图 9A 和图 9B 示出相对于 ROI 的起始点调整设定范围之后的状态。图 9A 是照相机图像,图 9B 是 C 模式图像。范围 91 示出照相机图像(图 9A)中的 ROI 调整之后的设定范围。通过设定,ROI 的起始点从 (X_0, Y_0) 变为 (X_2, Y_2) ,并且 PAT 图像数据被再次获取。起始点的改变例如通过接收参照超声图像的用户通过使用输入单元的介入来执行。

[0125] 通过改变 ROI 的起始点,在图 9B 中的 C 模式图像中,设定新的 ROI 区域 92,并且条带 93 也变为测量目标。即,产生功能分布信息的条带的数量增加。然后,探测器 5 在不改变 Y 方向上的位置的情况下再次扫描条带 93 以获取数据。此时,已改变的整个 ROI 区域 92 的 PAT 图像数据被同时获取。

[0126] 图 10A 和图 10B 示出相对于 ROI 的结束点调整设定范围之后的状态。图 10A 示出照相机图像。图 10B 示出 C 模式图像。范围 101 示出照相机图像(图 10A)中的 ROI 调整之后的设定范围。通过设定,ROI 的结束点从 (X_1, Y_1) 变为 (X_3, Y_3) 。

[0127] 作为改变结束点的结果,在 C 模式图像(图 10B)中不再需要条带 106 中的 ROI 范围设定 102。即,最终需要获取光声数据的条带仅为条带 103、104 和 105。因此,测量时间减少。

[0128] 在本实施例中,在 C 模式图像中识别病变的形状。然而,当没有发现病变时,本发明也适用于取消 ROI 范围的设定以取消 PAT 图像重构的方法。

[0129] 根据本发明,如以上实施例所示,在实时获取被检体的整个区域的超声图像并且获取关注区域(ROI)的 PAT 图像的系统,即使在扫描期间也可很容易地执行 ROI 调整。具体地,变得能够在探测器扫描期间实时参照超声图像的同时调整事先设定的 ROI 测量条件。

[0130] 这里,作为调整的测量条件,不仅可改变设定范围(尺寸和位置),而且也可改变用于减少噪声的积算的次数和用于调整信号强度的增益(TGC)等。

[0131] 注意,在上述实施例中的每一个中,能够在相对于被检体在 X 方向和 Y 方向上移动探测器以扫描被检体的同时依次显示超声图像数据。因此,本发明也适用于在不检测光声波的情况下仅通过传送/接收超声波来将被检体内部信息成像的装置。

[0132] 尽管已参照示例性实施例描述了本发明,但应理解,本发明不限于所公开的示例性实施例。随附权利要求的范围应被赋予最宽的解释以包含所有这样的修改以及等同的结构和功能。

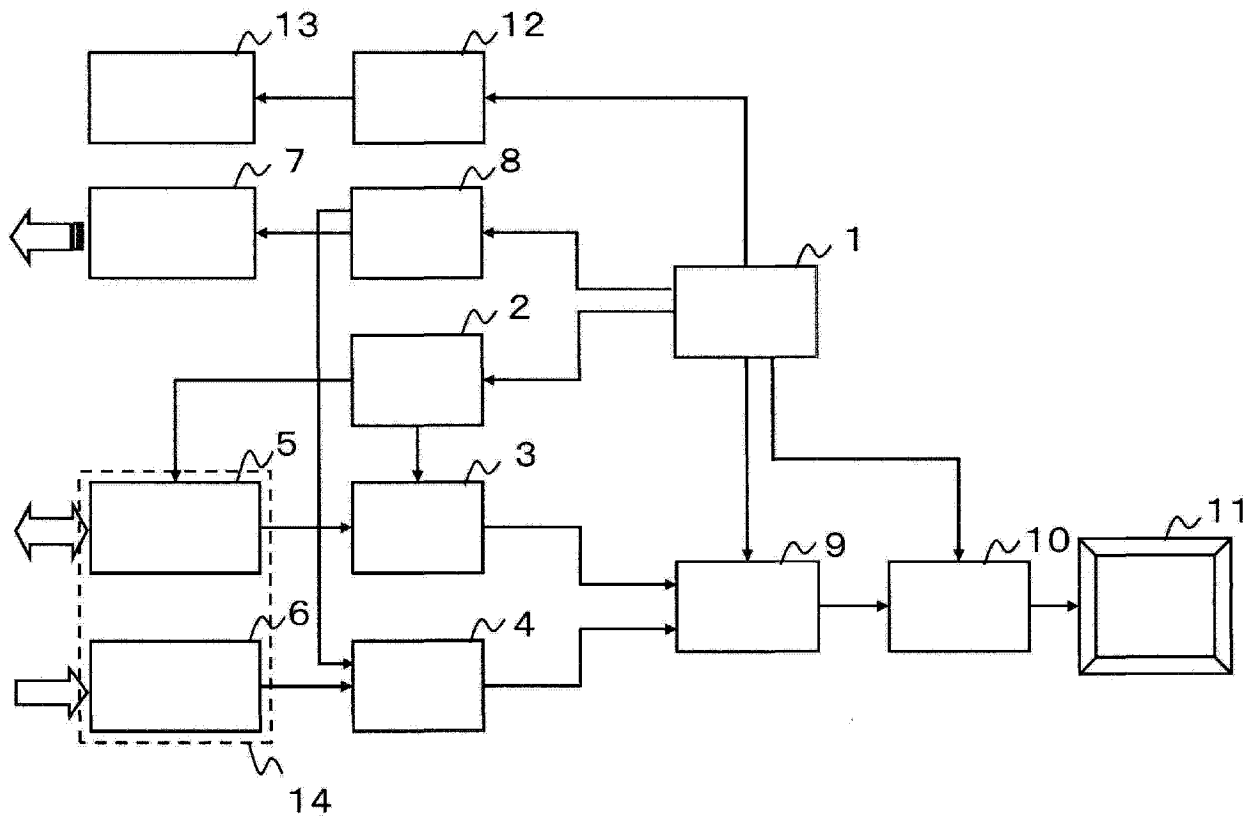


图 1

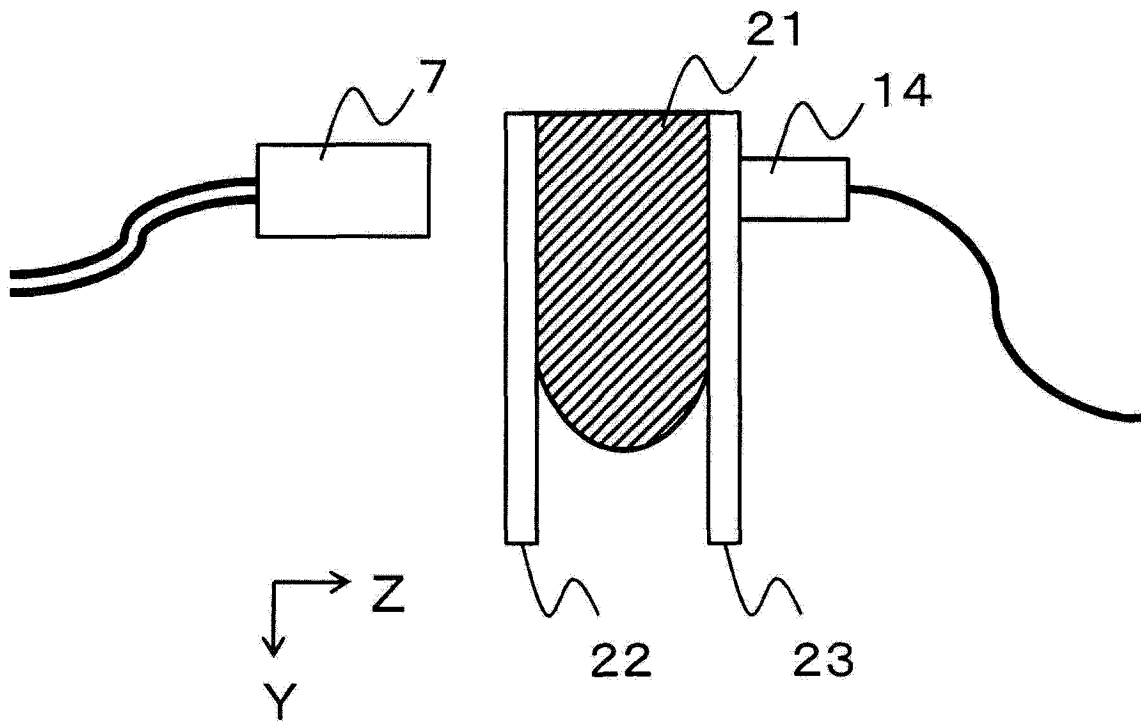


图 2

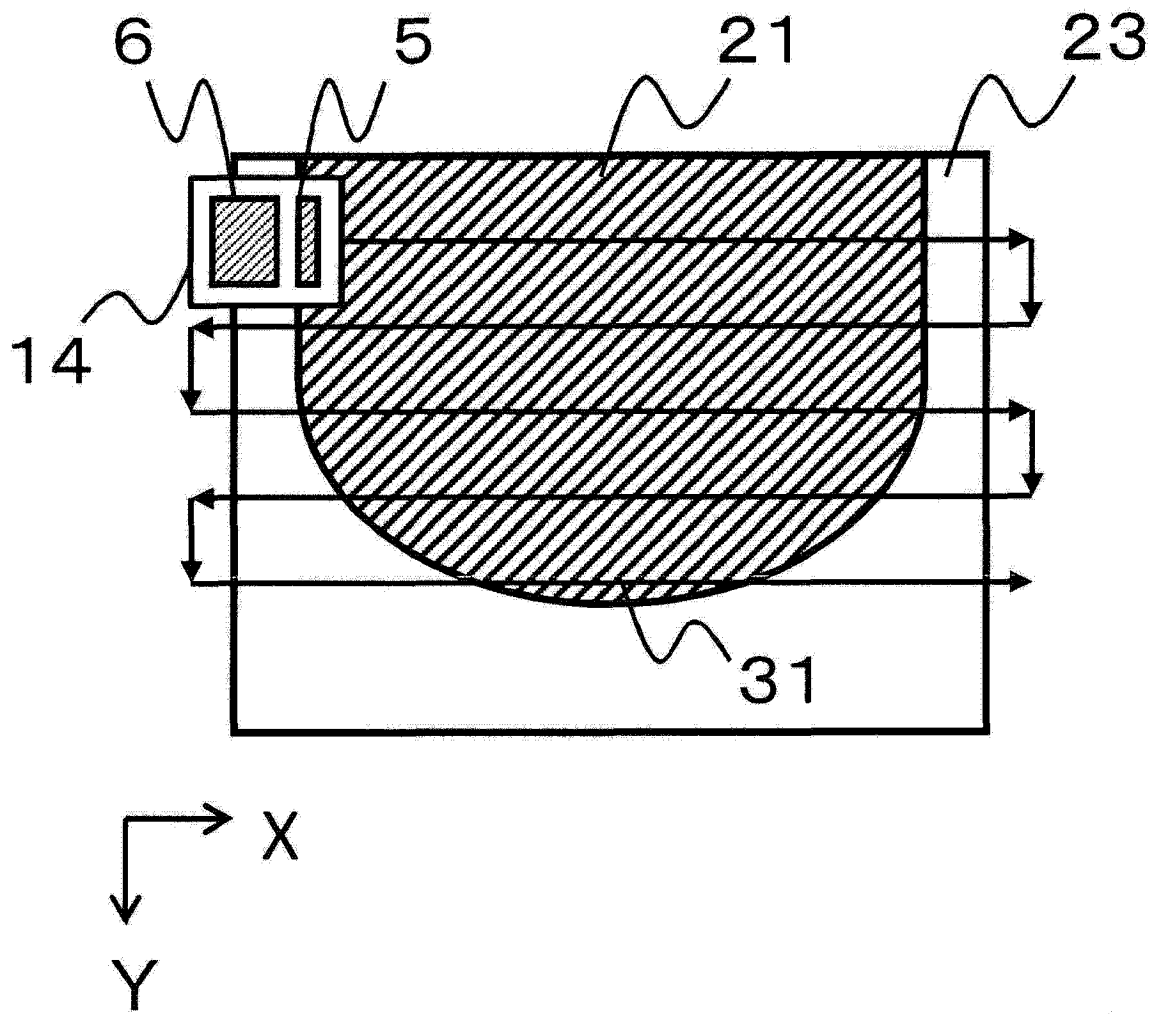


图 3

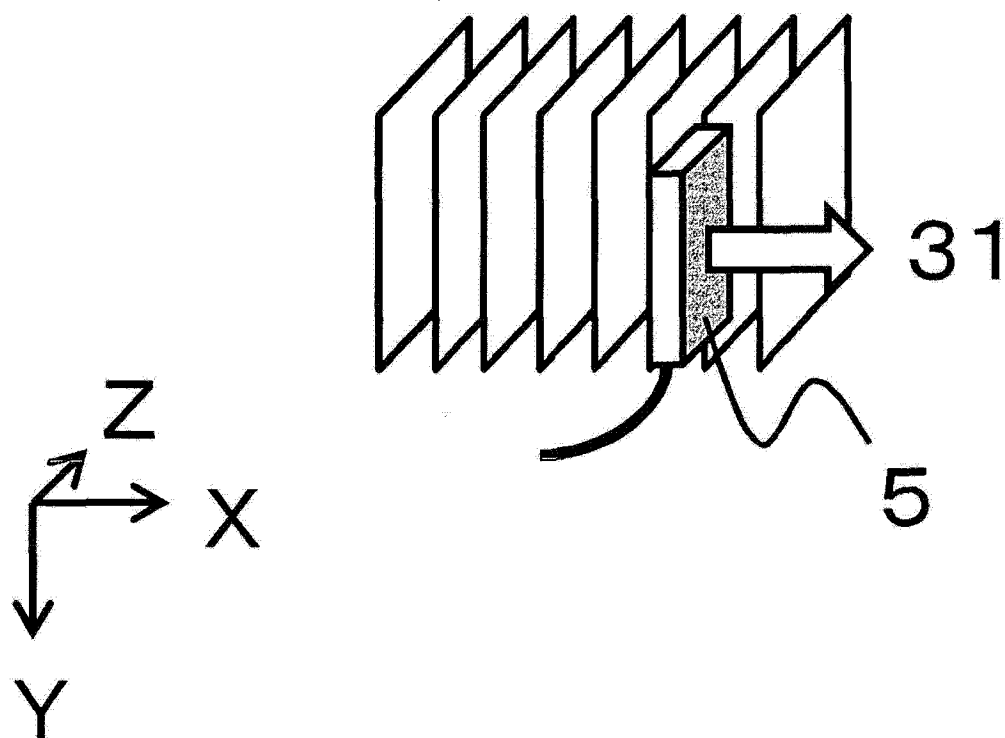


图 4

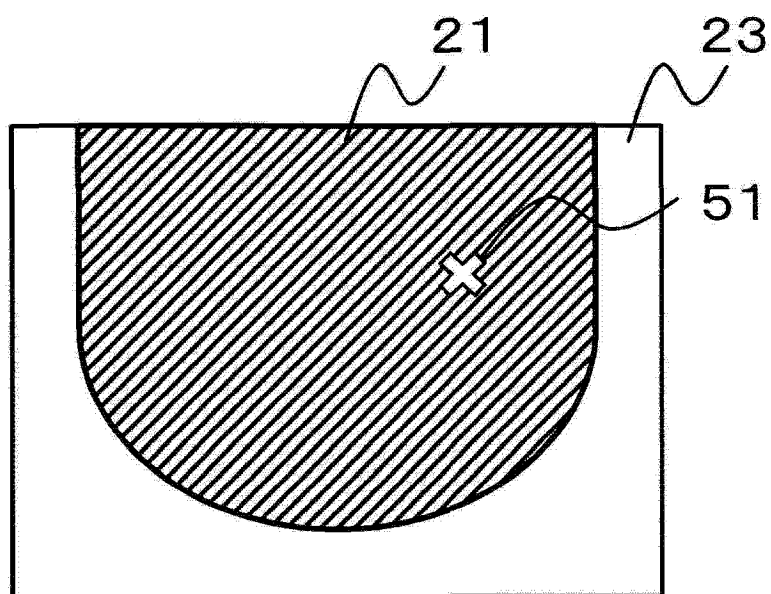


图 5A

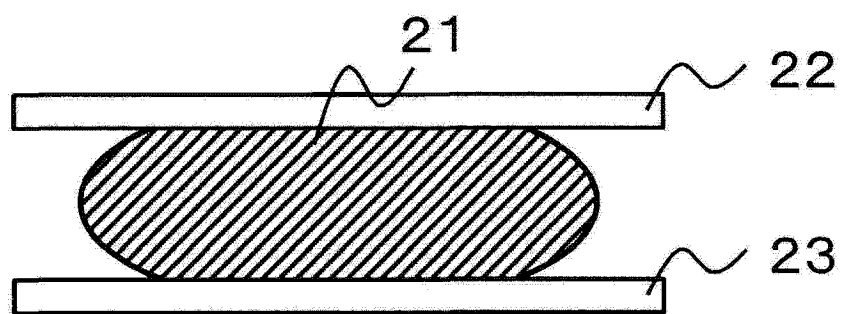


图 5B

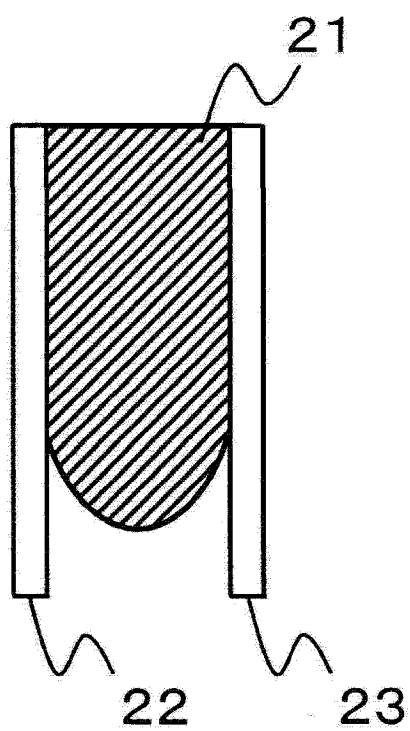


图 5C

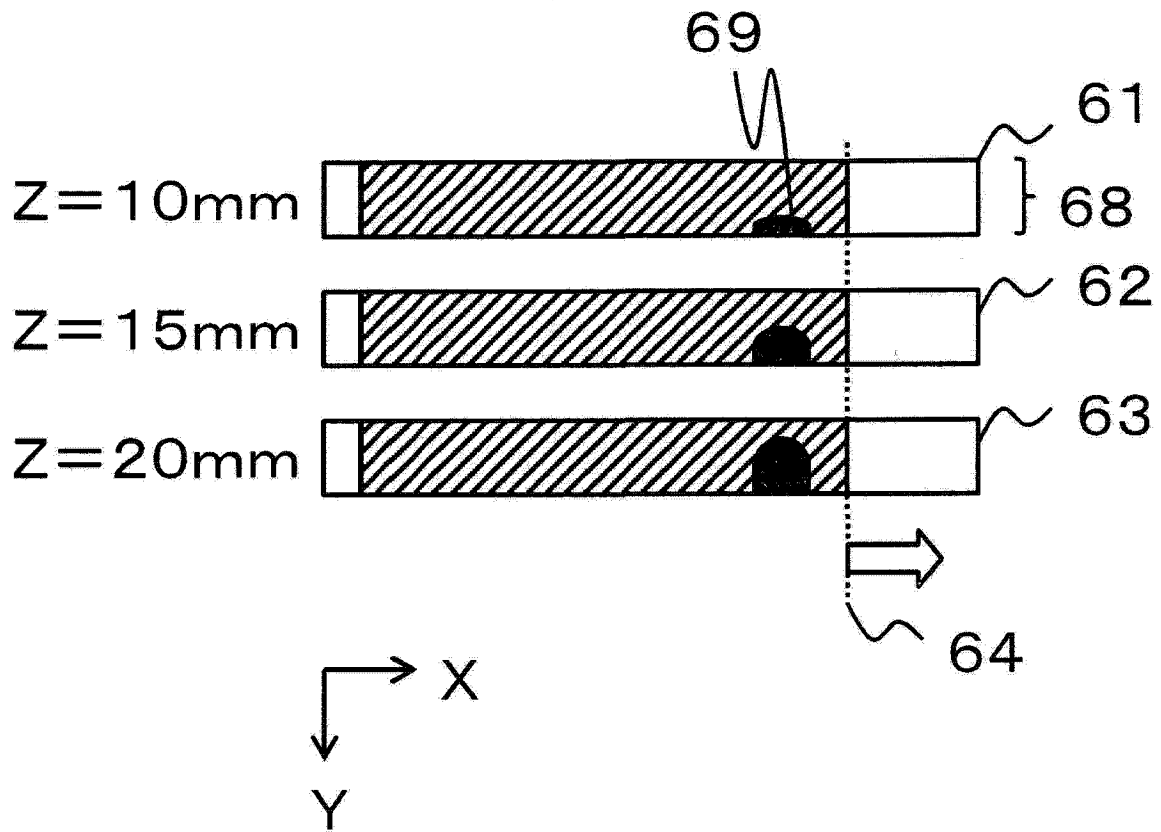


图 6A

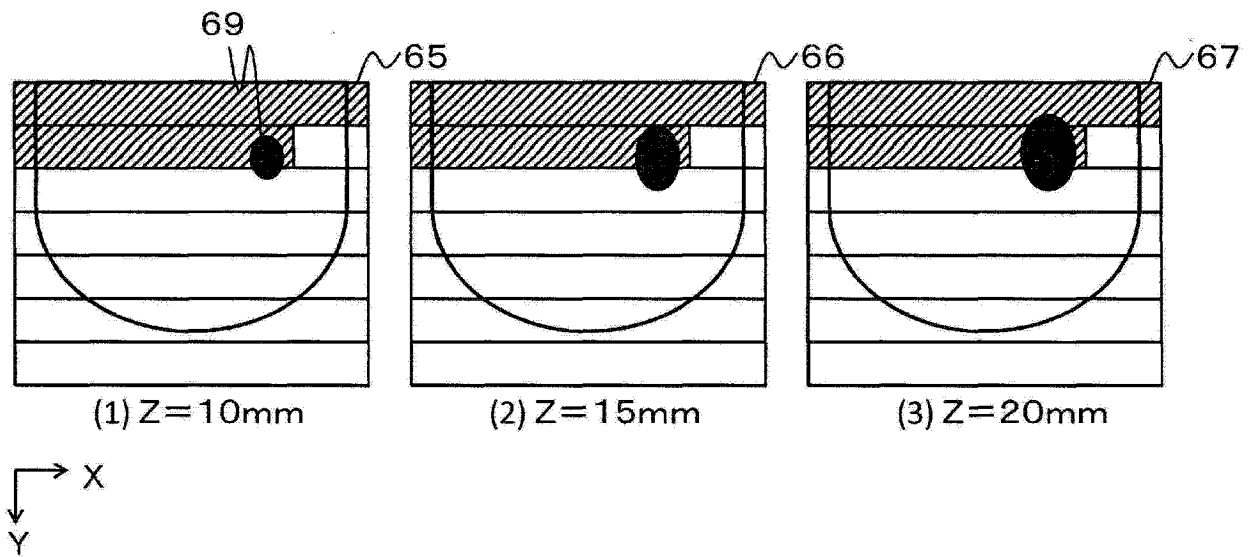


图 6B

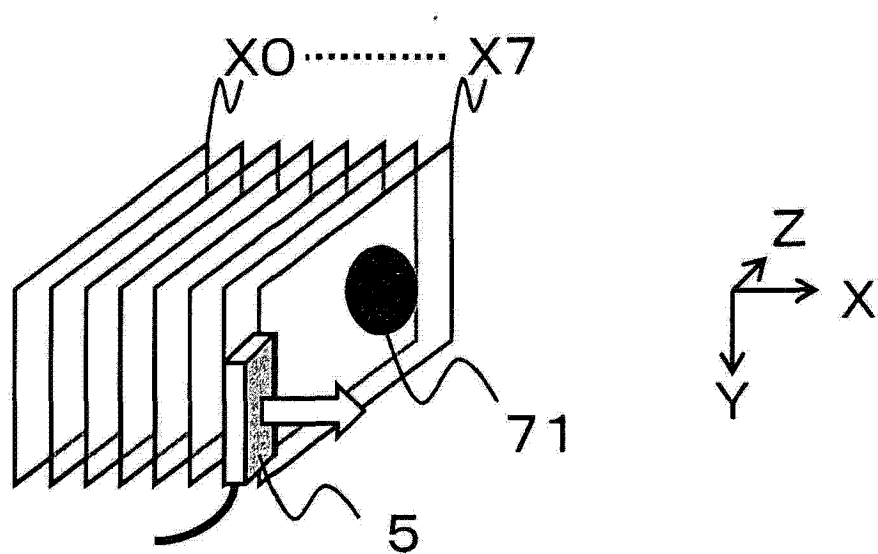


图 7A

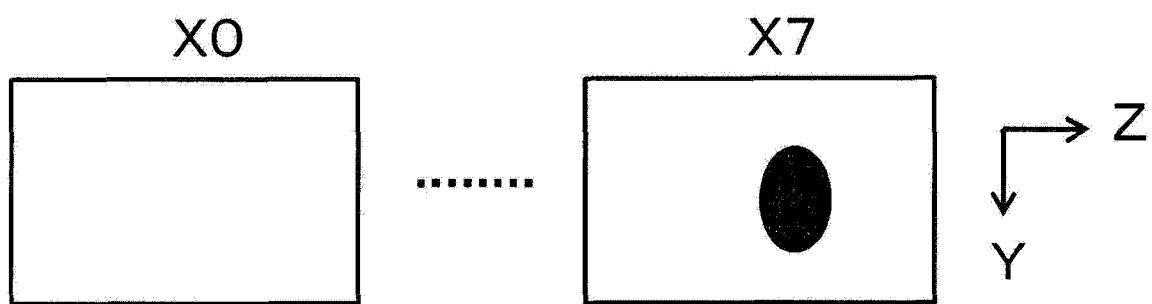


图 7B

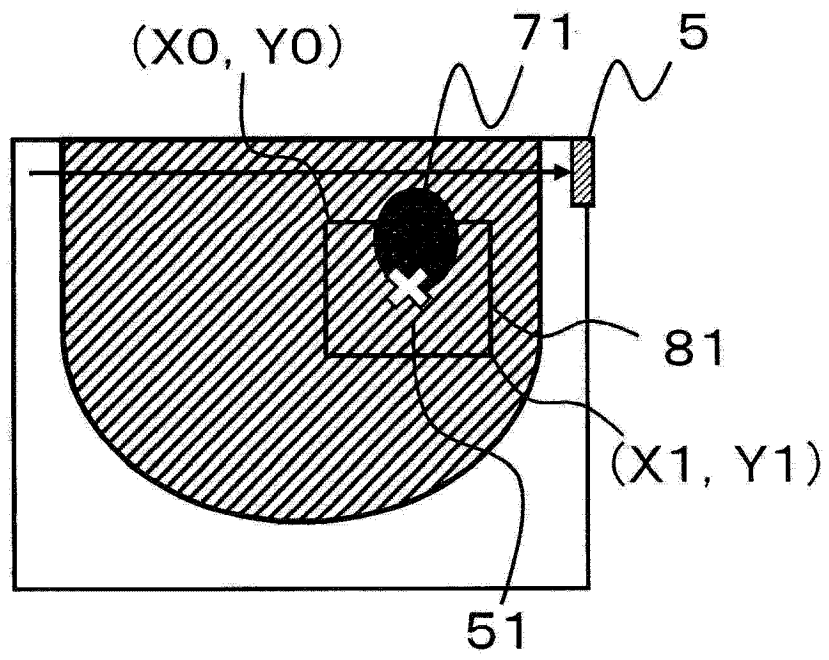


图 8A

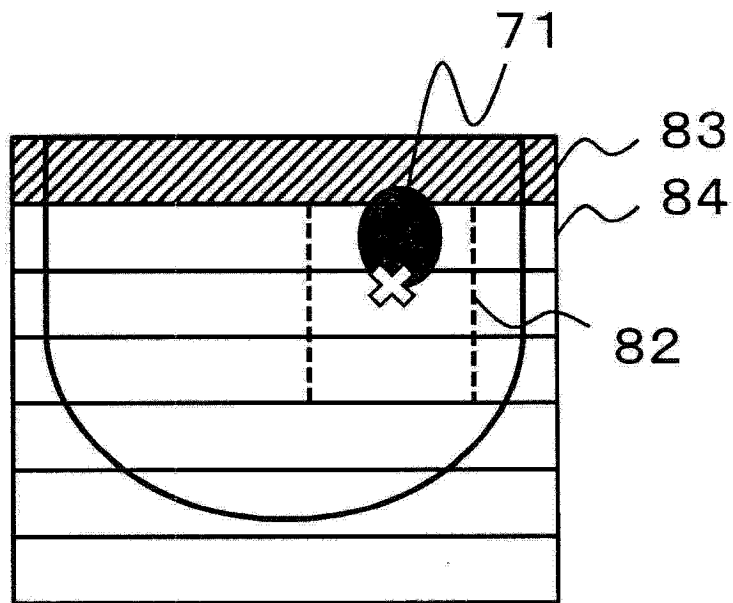


图 8B

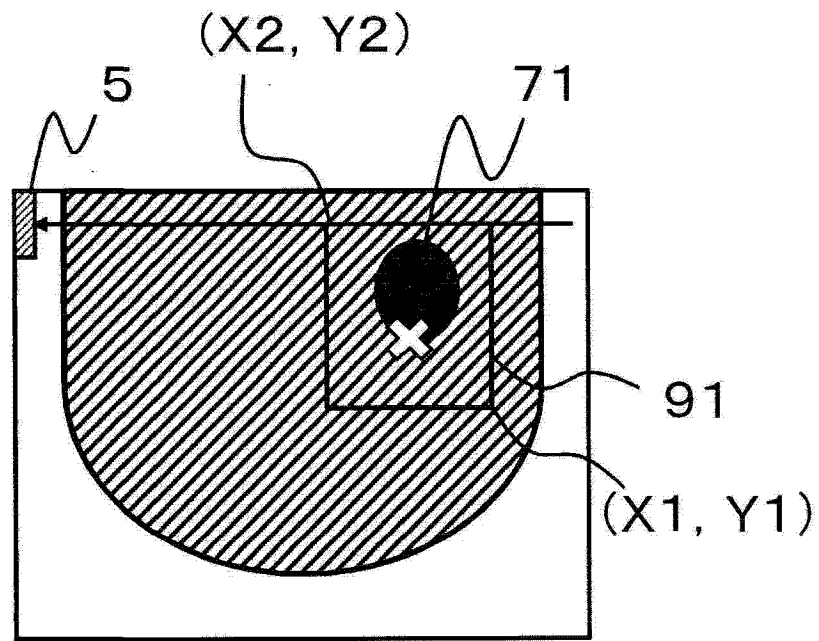


图 9A

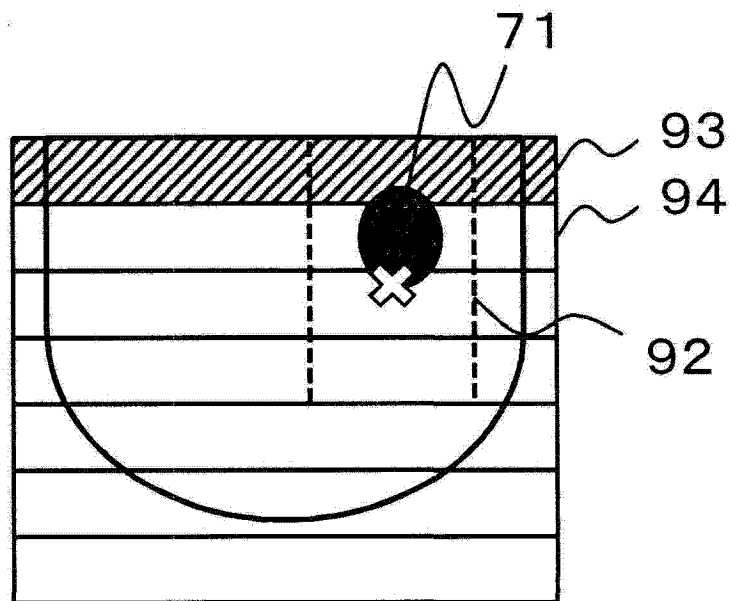


图 9B

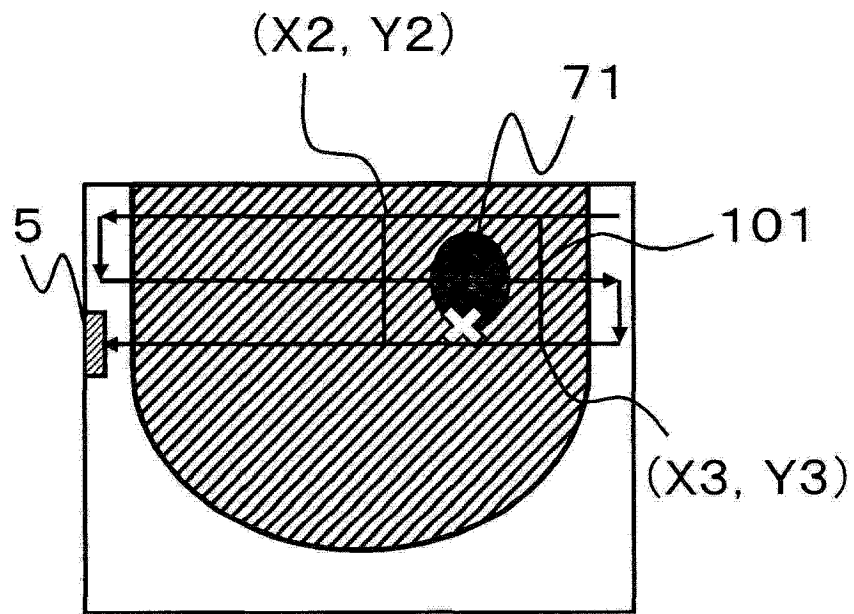


图 10A

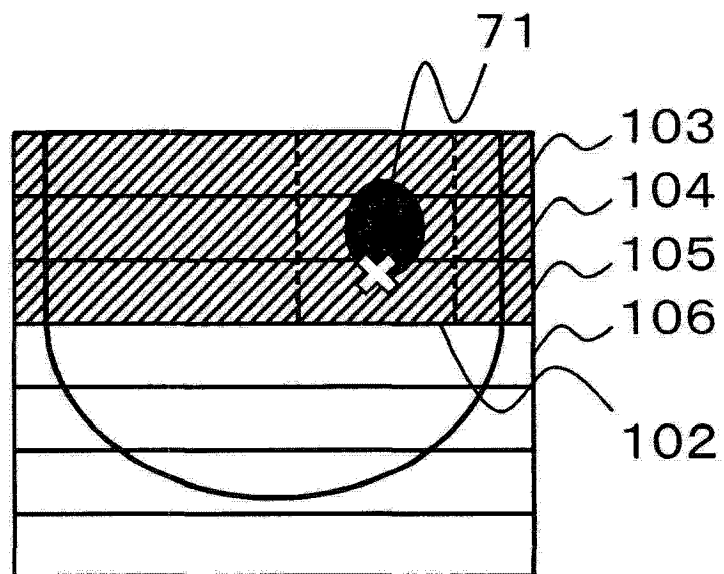


图 10B

专利名称(译)	被检体信息获取装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN104510495A	公开(公告)日	2015-04-15
申请号	CN201410490297.4	申请日	2014-09-23
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	立山二郎		
发明人	立山二郎		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 G01S15/8915 G01S7/52063 G01S15/8925 A61B8/5207 A61B8/0825 A61B8/469 G01S15/8938 A61B5/0095 G01S15/8993 G01S15/8997 A61B8/08 A61B8/4416 A61B8/4461 A61B8/483		
优先权	2013199836 2013-09-26 JP		
其他公开文献	CN104510495B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了被检体信息获取装置及其控制方法。本发明的被检体信息获取装置包含接收超声回波和光声波的接收器、接收器的扫描仪、产生结构分布信息和功能分布信息的处理器以及使显示器显示分布信息项中的每一个的控制器。控制器在接收器接收来自自由被检体的至少一部分所形成的部分区域的光声波并且处理器产生关于该部分区域的功能分布信息的时段期间，使显示器随着扫描仪移动接收器以实现扫描而依次显示基于从该部分区域反射的超声波由处理器所产生的结构分布信息。

