



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102640014 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 02

(21) 申请号 201080055219. 1

(22) 申请日 2010. 12. 08

(30) 优先权数据

2009-281452 2009. 12. 11 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 06. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/007150 2010. 12. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/070778 EN 2011. 06. 16

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 福谷和彦 大石卓司

(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 杨小明

(51) Int. Cl.

G01S 7/52(2006. 01)

G01S 7/527(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 8/14(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1575770 A, 2005. 02. 09, 全文.

CN 1650794 A, 2005. 08. 10, 全文.

CN 101214156 A, 2008. 07. 09, 全文.

US 2008/0173093 A1, 2008. 07. 24, 全文.

CN 101336832 A, 2009. 01. 07, 全文.

CN 101453939 A, 2009. 06. 10, 全文.

Minghua Xu 等. Photoacoustic imaging in biomedicine. 《Review of Scientific Instruments》. 2006, 第 77 卷 (第 4 期), 全文.

张弛等. 声速不均匀介质的光声成像重建算法. 《光学学报》. 2008, 第 28 卷 (第 12 期), 全文.

审查员 王晓东

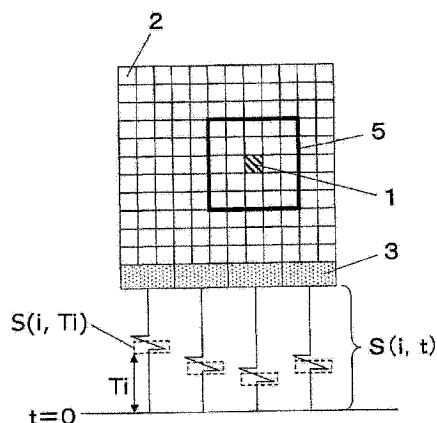
权利要求书2页 说明书10页 附图10页

(54) 发明名称

图像生成装置和图像生成方法

(57) 摘要

本发明的图像生成装置具有确定单元, 该确定单元在被检体内部的一部分区域中设定目标区域, 对于多个假定的速度, 执行基于从所述检测元件中的每一个到目标区域的距离和假定的速度调整每一个检测信号的相位、以及计算经相位调整的多个检测信号的强度的离散度的处理, 并且, 确定所述多个假定的速度之中的强度的离散度最小化的速度作为传播速度。



1. 一种图像生成装置,包括:

探测器,所述探测器具有检测从被检体内部传播的声波并输出检测信号的多个检测元件;

确定在被检体内部声波的传播速度的确定单元;

图像生成单元,所述图像生成单元通过使用由所述确定单元确定的传播速度和从所述多个检测元件获得的多个检测信号生成代表被检体内部的信息的图像,其中,

所述确定单元在被检体内部的一部分区域中设定目标区域,

对于多个假定的速度,所述确定单元执行基于从所述检测元件中的每一个到目标区域的距离和假定的速度调整所述检测信号中的每一个的相位、以及计算经相位调整的所述多个检测信号的强度的离散度的处理,并且,

所述确定单元确定所述多个假定的速度之中的、强度的离散度最小化的速度作为传播速度。

2. 根据权利要求 1 的图像生成装置,还包括:

校正单元,所述校正单元根据与像素对应的位置与检测元件之间的相对位置关系校正由于检测元件的方向性导致的检测信号的强度的降低,其中,

所述确定单元通过使用经强度校正的检测信号来确定传播速度。

3. 根据权利要求 1 或 2 的图像生成装置,其中,

所述确定单元确定由下式表达的指数 CF 最大化的速度作为传播速度,

[数学式 1]

$$CF = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} |S(i)|^2}{N \sum_{i=0}^{N-1} |S(i)|^2}$$

这里,N 是检测元件的数量,N 是 2 或更大的整数,并且,S(i) 是从第 i 个检测元件输出并且经相位调整的检测信号的强度,i 是 0 到 N-1 的范围中的整数,

所述指数 CF 最大化的速度是所述强度的离散度最小化的速度。

4. 根据权利要求 1 或 2 的图像生成装置,其中,

所述确定单元将基于预先确定的速度生成的代表被检体内部的信息的图像的各像素之中的包含与具有最高亮度值或对比度的目标像素对应的位置的区域设定为目标区域。

5. 根据权利要求 4 的图像生成装置,其中,

所述确定单元将处于所述目标像素周围并与具有由下式给出的宽度 M 的像素范围对应的区域设为目标区域,

[数学式 2]

$$M = \frac{c_0}{d} \left(\frac{r}{c_{\min}} - \frac{r}{c_{\max}} \right)$$

这里,在所述多个假定的速度之中, $c_{\min}$ 是最小值, $c_{\max}$ 是最大值,d 是像素节距,r 是从探测器到与目标像素对应的位置的距离,并且, c_0 是所述预先确定的速度。

6. 根据权利要求 1 或 2 的图像生成装置,其中,

所述图像生成单元通过使用基于从各检测元件到与像素对应的位置的距离和所确定的传播速度调整了相位的检测信号来计算图像的各像素。

7. 根据权利要求 1 或 2 的图像生成装置, 其中,
从被检体内部传播的声波是通过从光源照射到被检体上的经强度调制的光生成的声波。

8. 一种图像生成方法, 包括:

通过使用多个检测元件检测从被检体内部传播的声波并生成检测信号的步骤;

确定在被检体内部声波的传播速度的确定步骤; 和

通过使用在所述确定步骤中确定的传播速度和从所述多个检测元件获得的多个检测信号来生成代表被检体内部的信息的图像的图像生成步骤, 其中,

在所述确定步骤中,

在被检体内部的一部分区域中设定目标区域,

对于多个假定的速度, 执行基于从所述检测元件中的每一个到目标区域的距离和假定的速度调整所述检测信号中的每一个的相位、以及计算经相位调整的所述多个检测信号的强度的离散度的处理, 并且,

确定所述多个假定的速度之中的、强度的离散度最小化的速度作为传播速度。

9. 一种图像生成装置, 包括:

用于确定在被检体内部声波的传播速度的确定单元; 和

用于通过使用借助于用多个检测元件检测从被检体内部传播的声波生成的多个检测信号和在所述确定单元中确定的传播速度来生成代表被检体内部的信息的图像的图像生成单元, 其中,

所述确定单元包括:

用于在被检体内部的一部分区域中设定目标区域的单元,

用于对于多个假定的速度, 执行基于从所述检测元件中的每一个到目标区域的距离和假定的速度调整所述检测信号中的每一个的相位、以及计算经相位调整的所述多个检测信号的强度的离散度的处理的单元, 和,

用于确定所述多个假定的速度之中的、强度的离散度最小化的速度作为传播速度的单元。

图像生成装置和图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于生成代表被检体内部的信息的图像的图像生成装置、图像生成方法和程序。

背景技术

[0002] 在医学领域,对于将来自光源(例如,激光器)的光照射到诸如活体的被检体上并且将被检体内部的信息可视化的成像装置的研究一直在积极地进展。这种利用光的可视化技术的例子是光声断层成像(PAT)。光声断层成像装置在被检体周围的多个位置处检测从吸收了在被检体中传播并从中扩散的光的能量的活体的组织生成的声波(典型地为超声波)。然后,对获得的信号进行数学分析,并且,与被检体内部的光学性能有关的信息、特别是吸收系数分布被可视化。近来,正积极进行关于通过使用光声断层成像装置将小动物的血管成像的临床前研究和关于应用光声断层成像装置的原理以诊断乳癌等的临床研究。

[0003] 在光声断层成像装置和常规上在医学领域中使用的超声诊断装置(用于检测在活体中反射的声波并生成图像的装置)的情况下,通常通过使用被检体的平均的声速(被检体内部的声波的声速、被检体内部的声波的传播速度或在被检体内部声波的传播速度)生成图像。一般地,基于实验值或基于文献的值确定声速。但是,传播速度具有个体差异,并且,例如,声速也根据保持被检体的方法改变。因此,如果用于生成图像的声速与实际声速不同,那么图像的分辨率大大下降。

[0004] 例如专利文献(PTL 1)公开了一种用于解决该方法。根据在专利文献(PTL 1)中公开的技术,声速被确定为使得各像素(或体素(voxel))的亮度或对比度被最大化。由此,由于用于生成图像的声速与实际声速的不匹配导致的图像质量的下降被抑制。

[0005] 但是,在专利文献(PTL 1)中的技术的情况下,由于各像素的亮度或对比度被最大化,因此,背景噪声的亮度或对比度也增大。并且,如果在检测信号中包含噪声,那么声速被确定为使得噪声分量和正常信号分量的总值被最大化,因此,不能获得精确的声速,并且,图像模糊。

[0006] (PTL 1) 日本专利申请公开 No. 2000-166925

发明内容

[0007] 本发明提供可在抑制由于噪声和用于生成图像的声速与实际传播速度(声速)的不匹配导致的图像质量的下降的同时生成代表被检体内部的信息的图像的图像生成装置和图像生成方法。

[0008] 本发明在其第一方面中提供一种图像生成装置,该图像生成装置包括:

[0009] 具有检测从被检体内部传播的声波并输出检测信号的多个检测元件的探测器;

[0010] 确定在被检体内部声波的传播速度的确定单元;

[0011] 通过使用由确定单元确定的传播速度和从多个检测元件获得的多个检测信号生成代表被检体内部的信息的图像的图像生成单元,其中,

- [0012] 确定单元在被检体内部的一部分区域中设定目标区域，
- [0013] 对于多个假定的(tentative)速度，确定单元执行基于从所述检测元件中的每一个到目标区域的距离和假定的速度调整所述检测信号中的每一个的相位、以及计算经相位调整的多个检测信号的强度的离散度的处理，并且，
- [0014] 确定单元确定所述多个假定的速度之中的强度的离散度最小化的速度作为传播速度。
- [0015] 本发明在其第二方面中提供一种图像生成方法，该图像生成方法包括：
- [0016] 通过使用多个检测元件检测从被检体内部传播的声波并生成检测信号的步骤；
- [0017] 确定在被检体内部声波的传播速度的确定步骤；和
- [0018] 通过使用在所述确定步骤中确定的传播速度和从多个检测元件获得的多个检测信号生成代表被检体内部的信息的图像的图像生成步骤，其中，在所述确定步骤中，
- [0019] 在被检体内部的一部分区域中设定目标区域，
- [0020] 对于多个假定的速度，执行基于从所述检测元件中的每一个到目标区域的距离和假定的速度调整所述检测信号中的每一个的相位、以及计算经相位调整的多个检测信号的强度的离散度的处理，并且，
- [0021] 确定所述多个假定的速度之中的强度的离散度最小化的速度作为传播速度。
- [0022] 本发明在其第三方面中提供一种记录计算机程序的非暂态(non-transitory)计算机可读介质，该计算机程序用于使计算机执行包括以下的步骤的方法：
- [0023] 确定在被检体内部声波的传播速度的确定步骤；和
- [0024] 通过使用借助于用多个检测元件检测从被检体内部传播的声波生成的多个检测信号和在所述确定步骤中确定的传播速度来生成代表被检体内部的信息的图像的图像生成步骤，其中，
- [0025] 在所述确定步骤中，
- [0026] 在被检体内部的一部分区域中设定目标区域，
- [0027] 对于多个假定的速度，执行基于从所述检测元件中的每一个到目标区域的距离和假定的速度调整所述检测信号中的每一个的相位、以及计算经相位调整的多个检测信号的强度的离散度的处理，并且，
- [0028] 确定所述多个假定的速度之中的强度的离散度最小化的速度作为传播速度。
- [0029] 根据本发明，可在抑制由于噪声和用于生成图像的速度(声速)与实际传播速度(声速)的不匹配导致的图像质量的下降的同时，生成代表被检体内部的信息的图像。
- [0030] 从参照附图对示例性实施例的以下描述，本发明的其它特征将变得清晰。

附图说明

- [0031] 图 1 是示出本发明的原理的示意图；
- [0032] 图 2 是示出根据本实施例的图像生成装置的配置的例子示意图；
- [0033] 图 3 是示出用于生成所生成的图像的方法的流程图；
- [0034] 图 4A 是示出检测元件与处理目标位置的位置关系的例子示意图；
- [0035] 图 4B 是示出检测元件的方向性的例子示意图；
- [0036] 图 5A 是示出根据例子 1 的模拟条件的例子的曲线图；

- [0037] 图 5B 是示出根据例子 1 的模拟的检测信号的例子的曲线图；
- [0038] 图 6 表示在根据例子 1 的模拟中生成的图像的例子；
- [0039] 图 7A 表示通过根据例子 2 的图像生成装置所生成的图像的例子；以及
- [0040] 图 7B 表示通过根据例子 2 的图像生成装置所生成的图像的例子。

具体实施方式

[0041] < 原理 >

[0042] 现在将描述本发明的原理。

[0043] 图 1 是示出本发明的原理的示图。在图 1 中,附图标记 1 表示声源(被检体内部),附图标记 2 表示体素(或像素),并且,附图标记 3 表示检测元件。各检测元件通过时间分割测量(time sharing measurement)检测从被检体内部传播的声波,并且输出检测信号。检测元件 3 的数量为 N (N 是 2 或更大的整数)。

[0044] 一般地,使用声波(超声波)的图像生成装置通过使用从多个检测元件 i 获得的多个检测信号 $S(i, t)$ 生成代表被检体内部的信息的图像。这种类型的图像被称为“生成图像”,并且,如果生成图像是三维图像(体素的集合),则这种类型的图像也被称为“体数据(volume data)”。如果生成图像是二维图像,则它也被称为“像素数据”。一般通过使用基于从各检测元件到与像素对应的位置的距离和传播速度(声速)(或在被检体内部声波的传播速度(声速))调整相位的检测信号来计算生成的图像的各像素(或体素)。但是,在傅立叶域方法的情况下,通过在频率空间中的操作生成图像。在图 1 中, i 表示检测元件的数量($0 \sim N-1$ 范围中的整数),并且, t 表示时间。

[0045] 以下,将具体描述作为一般图像生成方法的时域方法。首先,对于各检测元件,将从第 i 个检测元件到与生成的图像中的像素对应的位置的距离除以声速。通过使用该结果,计算当在该像素位置中生成声波时所述声波到达检测元件 i 的时间 T_i (延迟时间)(生成时间被假定为 $t = 0$)。对于各检测元件计算时间 T_i 的检测信号的强度 $S(i, T_i)$,并且将结果相加,由此生成所述生成的图像的像素(通过以相同的方式对于多个位置生成像素来生成所述生成的图像)。根据在专利文献(PTL)1 中公开的技术,声速即时间 T_i 在该生成图像的生成方法中被确定,使得,各体素(或像素)的数据被最大化。强度 $S(i, T_i)$ 表示时间 T_i 的检测信号 $S(i, t)$ 的强度(经相位调整的检测信号的强度)。

[0046] 这里,如果作为声音速度估计的声速与实际的声速显著不同,那么强度 $S(i, T_i)$ 大大分散。为了防止这一点,根据本发明,在被检体内部的一部分区域中设定目标区域 5 (要被关注的区域)。然后,对于多个假定的声速,执行基于从各检测元件 i 到目标区域 5 的距离和假定声速调整各检测信号 $S(i, t)$ 的相位、以及计算经相位调整的多个检测信号的强度 $S(i, T_i)$ 的离散度的处理。然后,多个假定的声速之中的将上述的强度 $S(i, T_i)$ 的离散度最小化的声速被确定为声速,并且,基于该声速生成所述生成的图像。

[0047] 例如,可使用由下式(101)给出的相干因子(CF)作为延迟信号值的离散度的指数。

[0048] [数学式 1]

$$[0049] \quad CF = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} S(i)^2}{N \sum_{i=0}^{N-1} S(i)^2} \quad (101)$$

[0050] 这里, $S(i)$ 是从检测元件 i 输出并且经相位调整的检测信号的强度, 即, 基于声速计算的时间 T_i 的检测信号的强度 $S(i, T_i)$ 。如果 $S(i)$ 与检测元件无关地变为相同的值, 那么指数变为 $CF = 1$, 并且, 随着值 $S(i)$ 的离散度增大, 指数 CF 更接近 0。换句话说, 当强度 $S(i, T_i)$ 的离散度越大时, 指数 CF 的值变得越接近 0, 并且, 当离散度越小时, 所述值变得越接近 1。在本发明中, 强度 $S(i, T_i)$ 的离散度被最小化时的声速即指数 CF 被最大化的声速被确定为声速。指数不限于 CF 。可通过在统计领域中使用的诸如分散值和标准偏差值的尺度评价离散度。

[0051] 因此, 根据本发明, 强度 $S(i, T_i)$ 的离散度被最小化的声速被设为声速, 由此可基于最接近实际声速的声速生成所述生成的图像。并且, 在本实施例中, 可通过限制强度 $S(i, T_i)$ 的离散度最小化的区域来抑制背景噪声的增大。并且, 根据本发明, 强度 $S(i, T_i)$ 的离散度被最小化的声速被视为声速, 因此, 即使在检测信号中随机包含噪声, 噪声也可被均匀化(换句话说, 噪声的影响可被最小化)。结果, 即使在检测信号中包含噪声, 也可精确地估计实际的声速。

[0052] 因此, 根据本发明, 可以在抑制由于噪声和用于生成图像的声速与实际声速的不匹配导致的图像质量的下降的同时生成代表被检体内部的信息的图像。

[0053] < 实施例 >

[0054] 现在将描述根据本实施例的图像生成装置和图像生成方法。图 2 表示根据本实施例的图像生成装置的配置的例子。这里, 作为例子, 将描述检测从被检体内部传播的声波并将生物信息可视化的使用光声断层成像技术的图像生成装置(光声断层成像装置)的情况。本发明也可被应用于通过从声波探测器传送声波(超声波)并检测在被检体内反射的反射声波(超声波)来生成代表被检体内部的信息的图像的使用超声诊断技术的图像生成装置(超声诊断装置)。

[0055] 根据本实施例的图像生成装置由光源 11、光学装置 13、声波探测器 17、信号收集器 18、图像生成处理单元 19、信号处理器 20 和显示装置 21 构成。从光源 11 发射的光 12 (经强度调制的光) 通过光学装置 13 被照射到诸如活体的被检体 15 上。当在被检体 15 内传播的光的能量的一部分被诸如血管的光吸收体(声源) 14 吸收时, 通过光吸收体 14 的热膨胀生成声波(一般为超声波) 16。通过声波探测器 17 检测所生成的声波 16, 并且, 通过随后的处理生成被检体的生物信息的图像。

[0056] 光源 11 发射具有被构成活体的成分之中的特定的成分吸收的特定波长的光。光源 11 可与根据本实施例的图像生成装置一体化, 或者可以是单独的单元。光源 11 由能够生成几纳秒到几百纳秒量级的脉冲光的一个或更多个脉冲光源构成。对于光源, 由于激光器表现高的输出, 因此, 激光器是优选的, 但是, 作为激光器的替代, 可以使用发光二极管等。对于激光器, 可以使用各种激光器, 包括固态激光器、气体激光器、染料激光器和半导体激光器。通过未示出的控制单元控制照射定时、光的波形、强度和其它的因素。

[0057] 从光源 11 发射的光 12 通过光学装置 13 被引导到被检体(它也可被光学波导等引导)。例如光学装置 13 是反射光的反射镜以及收集或展开光的透镜。对于该光学装置, 只

要从光源发射的光 12 可在被检体 15 上被照射为希望的形状,就可以使用任何装置。一般地,考虑到活体的安全性并具有宽的诊断区域,优选将光 12 展开到一定的区域而不是通过透镜收集光 12。优选被检体上的照射光的区域(照射区域)是可移动的(可变化的)。换句话说,优选本实施例的图像生成装置被构建为使得从光源生成的光可在被检体上移动。然后,可在更宽的范围上生成所述生成的图像。优选照射区域(在被检体上照射的光)可与声波探测器 17 同步地移动。可用于移动照射区域的方法为:使用可移动反射镜和在机械上移动光源自身等。

[0058] 例如,对于人和动物的恶性肿瘤和血管疾病的诊断使用根据本实施例的图像生成装置。因此,作为被检体 15,可以假定诸如人和动物的乳房、手指和肢体(limb)的诊断目标区域。在光声断层成像装置中,光吸收体(或声源)14 是被检体的吸收系数高的部分。例如,在人体为测量目标的情况下,例如,氧合血红蛋白(oxygenated hemoglobin)、还原血红蛋白(reduced hemoglobin)、包含大量的这些血红蛋白的血管、以及包含许多新血管的恶性肿瘤可以是光吸收体。在超声诊断装置的情况下,光源 14 是声学阻抗与周围区域不同的组织界面。

[0059] 声波探测器 17 具有多个检测元件。检测元件由利用压电现象的换能器、利用光的共振的换能器、或利用电容的变化的换能器构成。配置不限于此,而可以是允许检测声波的任何配置。在声波探测器 17 中,一般在一维或二维配置中设置多个检测元件。通过使用这样设置的多个检测元件,可依次同时在多个位置中检测声波。因此,可减少检测时间并可使诸如被检体的振动之类的影响最小化。如果通过移动一个检测元件的位置在多个位置中检测声波,那么可以获得与使用多个检测元件的情况类似的信号(检测信号)。

[0060] 信号收集器 18 放大通过声波探测器 17 (各检测元件)获得的电信号(模拟信号),并且将其转换成数字信号(检测信号)。信号收集器 18 一般由放大器、A/D 转换器和 FPGA (场可编程门阵列)芯片和其它的部件构成。优选可同时处理多个检测信号。然后,可减少直到生成图像的时间。

[0061] 图像生成处理单元 19 通过使用从多个检测元件(图像生成单元)获得的多个检测信号(从信号收集器 18 输出的多个数字信号)生成代表被检体内部的信息的图像(生成图像)。在一般的时域方法的各情况下,通过使用基于从各检测元件到与该像素对应的位置的距离调整相位的检测信号和通过后面描述的信号处理器 20 确定的声速,计算生成图像的各像素。

[0062] 与图像生成处理单元 19 连接的信号处理器 20 确定被检体内部的声波的声速(确定单元)。根据本实施例,通过使用从信号收集器 18 输出的多个数字信号和通过图像生成处理单元 19 获得的图像来确定声速。

[0063] 显示装置 21 是用于显示通过图像生成处理单元 19 生成的生成图像的装置。对于显示装置 21,例如,可以使用液晶显示器、等离子体显示器、有机 EL 显示器和具有电子发射器件的显示器。

[0064] 现在将参照图 3 中的流程图描述通过图像生成处理单元 19 和信号处理器 20 的处理。

[0065] 首先,图像生成处理单元 19 基于被检体的估计的声速(预先确定的声速)生成假定的生成图像(体数据)(步骤 301)。对于用于生成假定的生成图像的方法,可以使用常规上

用于光声断层成像装置和超声诊断装置的方法。例如,可以使用时域或傅立叶域中的背投影方法。

[0066] 在步骤 301 中,优选使用诸如超声诊断装置和光声断层成像装置的通过检测声波生成所述生成的图像的图像生成装置。但是,本发明不限于此,可通过基于诸如 X 射线 CT 和 MRI 的不同原理使用图像生成装置生成关于生物信息的体数据(生成的图像)。

[0067] 然后,信号处理器 20 选择在步骤 301 中获得的体数据(生成的图像)中的强烈地反映生物信息的像素(目标像素),并且确定包含与目标像素对应的位置的区域作为目标区域(步骤 302)。在光声断层成像装置的情况下,目标像素是构成吸收体的像素,并且,在超声生成的图像的情况下,目标像素是超声波的反射高的区域中的像素。

[0068] 可通过用户检查生成的图像来手动选择目标像素,或者可自动选择目标像素。在自动选择目标像素的情况下,选择例如图像中的亮度或对比度最高的像素作为目标像素。

[0069] 基于假定的声速的后面描述的选择范围确定目标区域的尺寸。例如,考虑通过使用 1500m/秒(m/sec)声速(估计的声速 c_0 :预先确定的声速)获得生成图像、然后将声速切换到 1400m/秒~1600m/秒范围中的另一声速(假定声速)并重新生成图像的情况。这里,像素节距(pitch) d 为 0.25mm,并且,被检体的厚度 r (从被检体中的与目标像素对应的位置到声波探测器的距离)为 40mm。在这种情况下,可能与目标像素对应的位置沿 x 方向、 y 方向和 z 方向最多偏移约 10 个像素。在这种情况下,选择与沿 x 方向、 y 方向和 z 方向从目标像素起包含 10 个像素的范围(例如,包含目标像素周围的 $21*21*21$ 个像素的范围)对应的区域作为目标区域。

[0070] 具体而言,与使用估计的声速 c_0 (预先确定的声速)的情况下的目标像素对应的位置在改变使用的声速的情况下从该位置沿宽度改变约 M 像素。通过下式(102)获得值 M 。在式(102)中, $c_{\min}$ 是假定声速的最小值,并且, $c_{\max}$ 是假定声速的最大值。

[0071] [数学式 2]

$$[0072] \quad M = \frac{c_0}{d} \left(\frac{r}{c_{\min}} - \frac{r}{c_{\max}} \right) \quad (102)$$

[0073] 因此,与目标像素周围的通过式(102)获得的宽度 M 的范围对应的区域可被设为目标区域。换句话说,如果生成三维图像,那么选择与包含目标像素周围的 $M*M*M$ 个体素的范围对应的区域作为目标区域。如果生成二维图像,那么选择与包含目标像素周围的 $M*M$ 个像素的范围对应的区域作为目标区域。由此,包含诸如吸收体的声源的区域可以是目标区域。

[0074] 特别地,式(102)中的被检体的厚度 r 是从与目标像素对应的位置到最远离该位置的检测元件的距离。但是,被检体的厚度不限于此,而可以从与目标像素对应的位置到最接近该位置的检测元件的距离。或者,被检体的厚度可以是与目标像素对应的位置与各检测元件之间的距离的平均值。

[0075] 然后,信号处理器 20 基于从各检测元件到目标区域(例如,与生成图像的像素对应的目标区域中的位置)的距离和假定的声速调整各检测信号的相位。然后,信号处理器 20 计算经相位调整的多个检测信号的强度的离散度(步骤 303)。对于多个假定的声速执行步骤 303 中的处理。

[0076] 然后,信号处理器 20 确定多个假定的声速之中的强度的离散度最小化的声速作

为声速(步骤 304)。图像生成处理单元 19 基于所确定的声速生成所述生成的图像。

[0077] 通过以上的处理,可以在抑制由于噪声和用于生成图像的声速与实际声速的不匹配导致的图像质量的下降的同时生成代表被检体内部的信息的图像。

[0078] 如果检测元件的面积大,那么检测信号强烈地受方向性影响。将参照图 4A 和图 4B 描述方向性。方向性是检测元件的检测敏感度根据检测元件与被检体内部的位置(与像素对应的位置:处理目标位置)之间的相对位置关系改变的特性。例如,如果检测元件如图 4A 所示的那样面向处理目标位置,那么检测来自该位置的声波的敏感度最大(检测信号的强度最大)。随着检测元件的方向与处理目标位置之间的偏差变大,检测敏感度降低(检测信号的强度降低)。当元件的宽度大时,或者当要被检测的声波的频率高时,方向性的该影响变得明显。方向性 R (检测敏感度) 由式(103)给出。

[0079] [数学式 3]

$$[0080] \quad R = \frac{|\sin(k \cdot d \sin \theta)|}{k \cdot d \sin \theta} \quad (103)$$

[0081] d :检测元件的宽度

[0082] θ :由连接处理目标位置和检测元件的线与检测元件的方向形成的角度

[0083] k : $2\pi / \lambda$

[0084] λ :声波的波长

[0085] 检测元件的形状被假定为正方形。

[0086] 图 4B 表示元件宽度为 2mm 的检测元件的方向性的例子。这里, 通过使用从检测元件的脉冲响应获得的频率特性计算各频率分量的大小, 并且, 通过使用式(103)计算方向性(通过最大值 1 标准化的检测敏感度)。如图 4B 所示, 如果由连接处理目标位置和检测元件的线与检测元件的方向形成的角度增大, 那么敏感度(检测信号的强度)突然下降。这种方向性增大检测信号间的离散度。

[0087] 因此, 根据与像素对应的位置与检测元件的相对位置关系, 优选本实施例的图像生成装置还具有校正由于检测元件的方向性导致的检测信号的强度的下降的功能。并且, 优选信号处理器 20 通过使用经强度校正的检测信号确定声速, 并且, 图像生成处理单元 19 通过使用经强度校正的检测信号生成图像。由此, 可以抑制检测元件的方向性的影响。例如, 可减小由于方向性导致的检测信号的离散度(由于声速导致的离散度变为支配性的), 因此可以更精确地确定声速。并且, 由于方向性导致的检测信号的强度的离散度减小, 因此, 可以生成图像质量不下降的图像。

[0088] 对于校正, 例如, 基于处理目标位置与检测元件的相对位置关系计算由连接处理目标位置和检测元件的线与检测元件的方向形成的角度, 并且, 从检测元件输出的检测信号的强度基于根据所述角度的方向性的值(例如, 图 4B 中的 Y 轴的值)增大。具体而言, 检测信号被乘以方向性的值的倒数。然后, 可以抑制由于方向性导致的检测信号的强度的离散度。

[0089] 在许多的情况下, 通过执行软件(程序)的计算机(例如, 工作站)的处理单元实现图像生成处理单元 19 和信号处理器 20 的处理。因此, 可以不区分图像生成处理单元 19 和信号处理器 20。可分别通过专用的芯片构建这些功能元件。

[0090] 可通过硬件代替软件实现图像生成处理单元 19 和信号处理器 20 的处理。

[0091] 根据本实施例,通过使用目标像素的位置和式(102)确定目标区域,但是,本发明不限于此。如果可估计目标区域的一般位置,诸如在测量预先确定的被检体的情况下,可事先在装置中存储关于目标区域的信息。可对于被检体的各种类型(测量区域)事先存储关于预先确定的目标区域的信息。在这种情况下,不需要生成本实施例的步骤 301 中的假定的生成图像。目标区域可以是任何尺寸(甚至一个像素尺寸)。例如,目标区域可被设定,使得包含与在步骤 302 中选择的目标像素对应的位置。由于声速被假定为具有一定的尺寸,因此,即使与目标像素对应的位置由于声速的变化而偏移到目标区域之外,这样设定的目标区域也可从声源接收声音。

[0092] < 例子 1>

[0093] 模拟本发明,并且,验证其效果。将参照图 5A、图 5B 和图 6 描述本例子。

[0094] 作为被检体,如图 5A 所示,使用 X 方向为 4cm、Y 方向为 4cm 且 Z 方向为 4cm 的立方体假想体(phantom)43。在立方体假想体 43 的中心,设置直径为 0.05cm 并且高度为 2cm 的圆柱声源 41,使得其轴向与 X 方向平行。这里,声源 41 在光声断层成像的情况下是光吸收体,并且,在超声诊断装置的情况下是超声反射器。假定被检体内部的声波的声速为 1500m/秒,并且,在声源 41 内生成的初始生成的声压为 3000Pa (帕斯卡)。

[0095] 声波探测器 42 是二维阵列类型,并且,由 20*20 个正方形检测元件构成。各元件的一个边的长度为 2mm,并且,节距距离为 2mm。假定在 1280 个测量点处以 20MHz 的采样频率检测声波。

[0096] 在以上的条件下,通过物理模拟生成通过声波探测器 42 的各元件检测的声波的检测信号。图 5B 表示通过探测器的中心的检测元件获得的检测信号的例子。图 5B 中的强的信号表示来自声源 41 的信号。假定检测信号包含三倍标准偏差为 20Pa 的白噪声。

[0097] 通过使用以这种方式获得的检测信号和 1580m/秒的声速(预先确定的声速),生成所述生成的图像。对于生成方法,使用作为公知技术的根据时域方法的通用背投影。成像范围为 X 方向 3.8cm、Y 方向 3.8cm 和 Z 方向 4cm,并且,像素节距(体素节距)为 0.025cm。通过将成像范围除以体素节距,获取体素的总数即 152*152*160。

[0098] 图 6 表示生成的图像。图 6 所示的所有图像是沿声波探测器 42 的方向投影体素值的最大强度的 MIP (最大强度投影) 图像,并且,白区域表示高声压。在以上的各图像上示出 Y = 2.0cm 处的 X 方向的图像的声压变化。

[0099] 在图 6 中,图像 A 表示被检体内部的声源的 MIP 图像。根据本例子,假定分辨率在图像更接近图像 A 时变得更高。

[0100] 图像 B 是当使用 1580m/秒声速作为声速时获得的生成图像。如该图像所示,如果使用与 1500m/秒的实际声速不同的声速,那么图像模糊并且分辨率下降。

[0101] 然后,在该图像(体数据)中,搜索亮度最大的体素。结果,检测到中心处的体素(所有 152*152*160 个体素中的第 76*76*80 个体素)。与以该体素为中心的周围 21*21*21 个体素对应的区域被设为目标区域。

[0102] 然后,为了与现有技术相比较,在以 2m/秒的间隔将使用的声速从 1400m/秒变为 1600m/秒的同时,对于目标区域中的各位置(体素)计算亮度值。换句话说,计算 21*21*21*101 个亮度值。结果,亮度值最大化的声速为 1456m/秒。然后,通过使用该声速 1456m/秒,重新生成图像。图像 C 是在此时获得的图像。该图像有些模糊,但是,与图像 B

相比,分辨率稍微改善了。最大亮度值也增大了。

[0103] 为了实证本发明的效果,在以 2m/ 秒的间隔将使用的声速从 1400m/ 秒变为 1600m/ 秒的同时,对于目标区域中的各位置(体素)计算检测信号的强度的离散度(指数 CF)。换句话说,计算 $21*21*21*101$ 个指数 CF。结果,指数 CF 最大化的声速为 1492m/ 秒。然后,通过使用该声速 1492m/ 秒,重新生成图像。图像 C' 是在此时获得的图像。与作为现有技术的图像 C 相比,图像模糊更少并且分辨率提高。

[0104] [表 1]

[0105]

	速度	图像质量(模糊量)
图像 A (实际图像)	1500m/ 秒	无
图像 B (估计)	1580m/ 秒	高
图像 C (现有技术)	1456m/ 秒	中
图像 C' (本例子)	1492m/ 秒	低

[0106] 以这种方式,根据本发明,可以估计接近实际声速的声速(1492m/ 秒)。特别是在包含噪声的检测信号中,与通过现有技术获得的声速(1456m/ 秒)相比,可以估计更接近实际声速的声速。结果,可以获得没有分辨率的下降的图像。

[0107] 虽然实际声速为 1500m/ 秒,但是,由于噪声和检测元件的方向性的影响,声速被估计为 1492m/ 秒。

[0108] 在本例子中,对于目标区域中的各位置计算检测信号的强度的离散度,但是,可对于目标区域中的一部分位置计算所述离散度。例如,可仅对于目标区域的中心位置计算所述离散度。

[0109] < 例子 2>

[0110] 现在将参照图 2 描述将本发明应用于光声断层成像装置的例子。在本例子中,使用对于约 10 纳秒生成具有 1064nm 波长的脉冲光的 Q 开关 YAG 激光器作为光源 11。脉冲激光束(光 12)的能量为 0.6J,并且,该脉冲光通过使用诸如反射镜和扩束器的光学装置 13 展开为约 2cm 半径。对于被检体 15,使用模拟活体的假想体。使用的假想体为通过琼脂(agar)凝固的 1% 脂肪乳(intralipid)。假定体的尺寸为宽度 15cm、高度 8cm 和深度 4cm。在该假想体中,在中心区域中,嵌入具有 0.03cm 的直径的黑色橡胶线作为光吸收体 14。展开为 2cm 半径的光 12 被照射到该假定体上。对于声波探测器 17,使用由 PZT (锆钛酸铅)制成的超声换能器。该换能器是二维阵列类型,这里,元件的数量为 $18*18$ 个,各元件的形状为正方形,并且,元件节距为 2mm。各元件的宽度为约 2mm。该声波探测器可与光照射区域同步地沿 X 方向和 Y 向移动以对大的区域成像。

[0111] 如果脉冲光被照射到假想体的一个表面上,那么在假想体内扩散的光被橡胶线吸收,并且,生成光声波。该光声波被具有 324 个通道(channel)的各超声换能器检测,并且,通过使用由放大器、A/D 转换器和 FPGA 构成的信号收集器 18,对于各通道获得光声波的数字数据(检测信号)。为了提高信号的 S/N 比,激光被照射 36 次,并且,所有获得的检测信号被平均化。然后,获得的数字数据被传送到作为图像生成处理器 19 和信号处理器 20 的工作站(WS),并且,WS 存储该数据。在通过离散小波变换对于该存储的数据执行降噪处理之后,通过使用作为活体内部的声波的平均声速的 1540m/ 秒声速生成图像。这里,通过使用作为时域方法的通常背投影方法生成体数据。在这种情况下使用的体素节距为 0.05cm。成

像范围被设为 11.8cm*11.8cm*4.0cm。图 7A 表示获得的图像的例子。

[0112] 然后,在以 2m/ 秒间隔将使用的声速从 1400m/ 秒变为 1600m/ 秒的同时,对于目标区域中的各位置(体素)计算检测信号的强度的离散度(指数 CF)。根据本例子,在获得的体数据中,包含在所述线中生成的声波(初始声压)的与体素组(21*21*21 个体素)对应的区域被设为目标区域。并且,根据本例子,考虑基于检测元件的脉冲响应计算的方向性校正检测信号,并且,通过使用校正的检测信号计算指数 CF。通过考虑方向性,最大指数 CF 从 0.056 提高到 0.078。在本例子中,指数 CF 变得最大的声速为 1454m/ 秒。然后,使用该 1454m/ 秒声速和存储于 PC 中的检测信号,重新生成图像。在作为显示装置 21 的液晶显示器上显示获得的图像。图 7B 表示获得的图像的例子。

[0113] 如以上的结果所示,在通过使用 1454m/ 秒声速生成的图像(图 7B)中,与通过使用 1540m/ 秒声速生成的图像(图 7A)相比,从橡胶线生成的声波(初始声压)的宽度明显更窄。显然几乎不存在任何图像模糊,换句话说,分辨率提高了。

[0114] 以这种方式,根据本例子,可精确地估计被检体内部的声波的声速,并可因此提高生成图像的分辨率。

[0115] 也可通过读出并执行记录在存储设备上的程序以执行上述的实施例的功能的系统或装置的计算机(或诸如 CPU 或 MPU 的设备)以及通过由系统或装置的计算机通过例如读出并执行记录在存储设备上的程序以执行上述的实施例的功能执行其各个步骤的方法,实现本发明的各方面。出于这种目的,例如通过网络或从用作存储设备的各种类型的记录介质(例如,非暂态计算机可读介质)向计算机提供程序。

[0116] 虽然已参照示例性实施例说明了本发明,但应理解,本发明不限于公开的示例性实施例。所附权利要求的范围应被赋予最宽泛的解释以包含所有这样的修改以及等同的结构和功能。

[0117] 本申请要求在 2009 年 12 月 11 日提交的日本专利申请 No. 2009-281452 的权益,在此通过引用并入其全部内容。

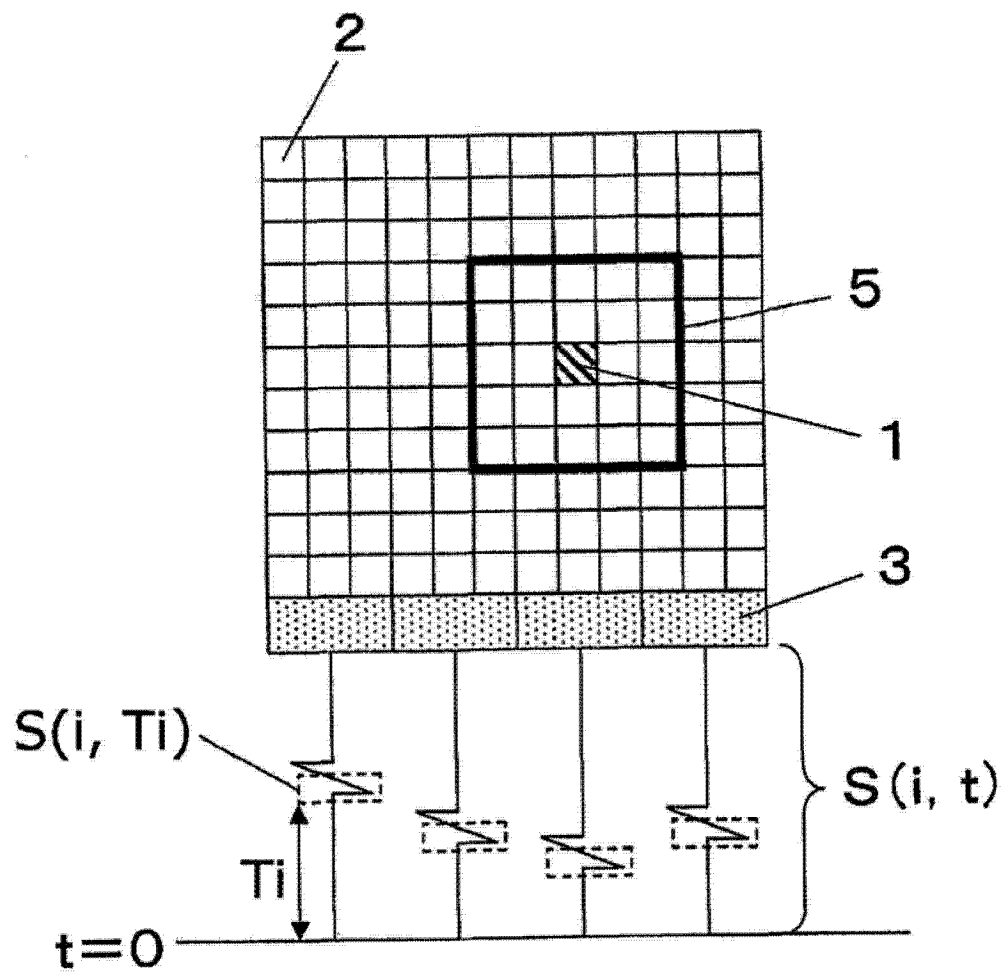


图 1

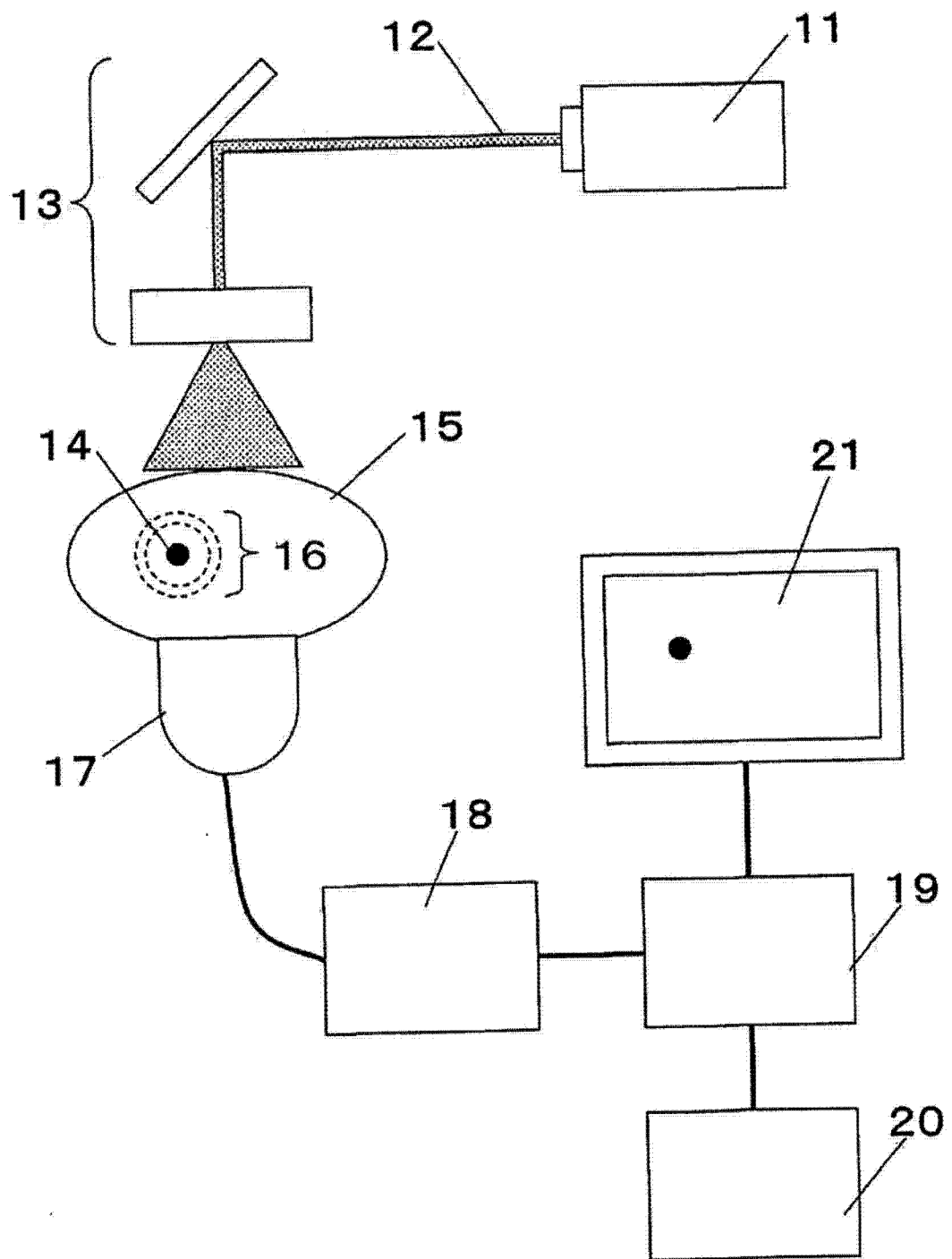


图 2

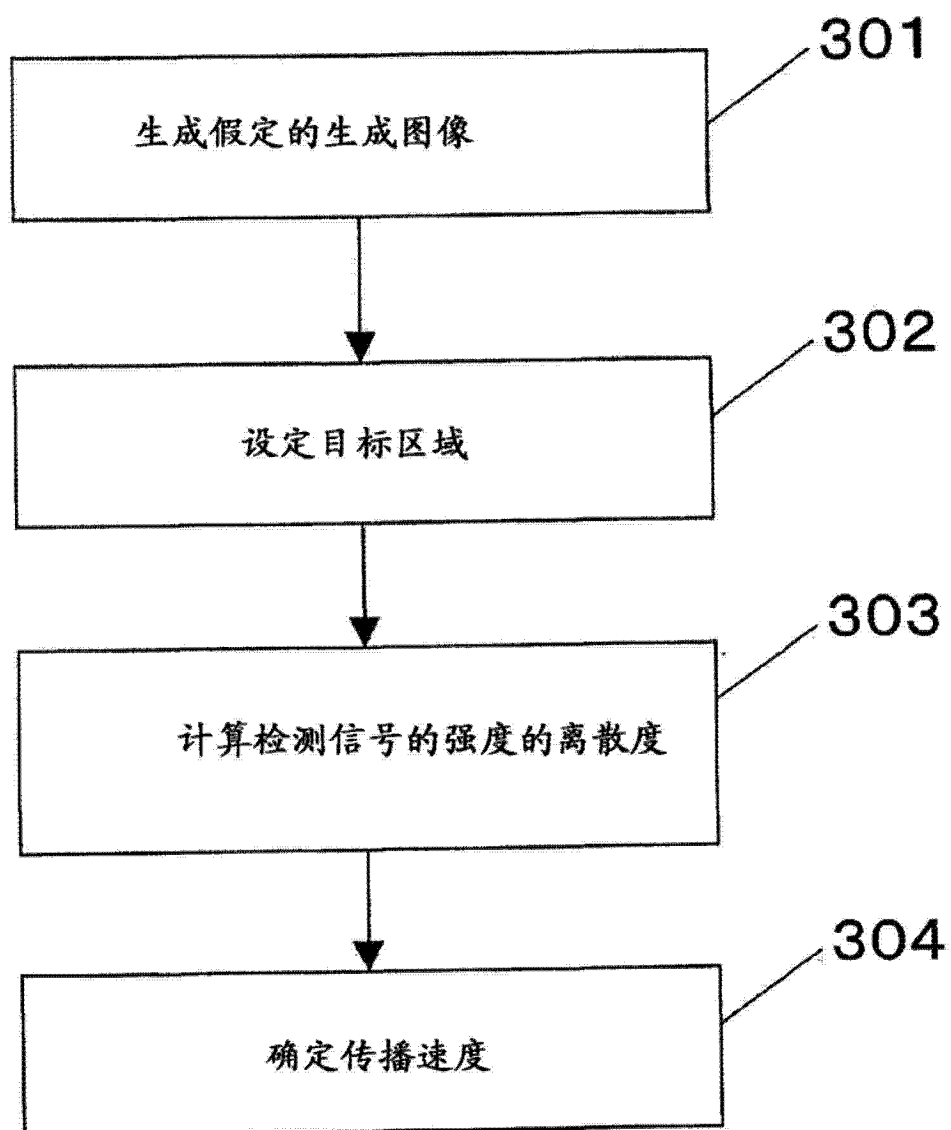


图 3

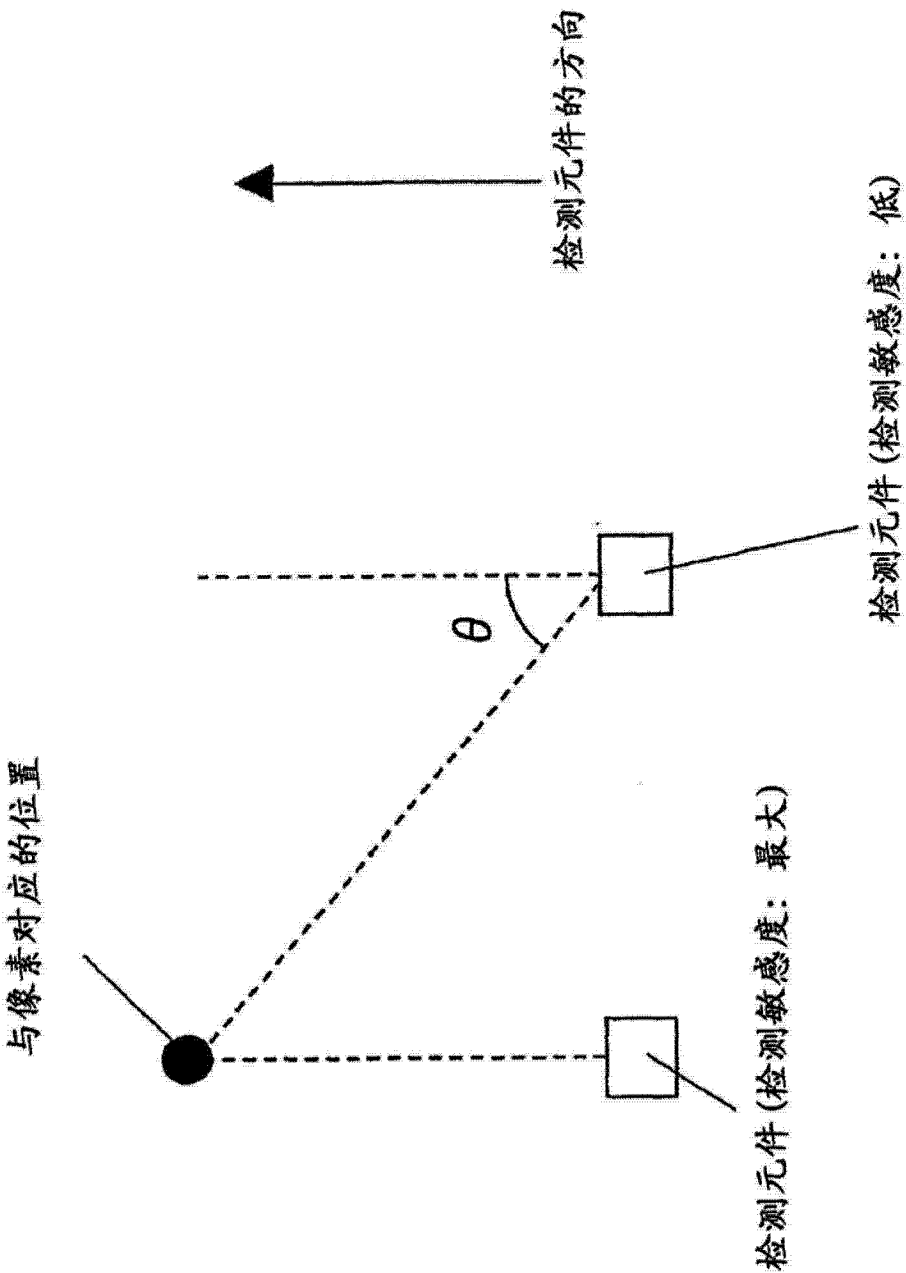


图 4A

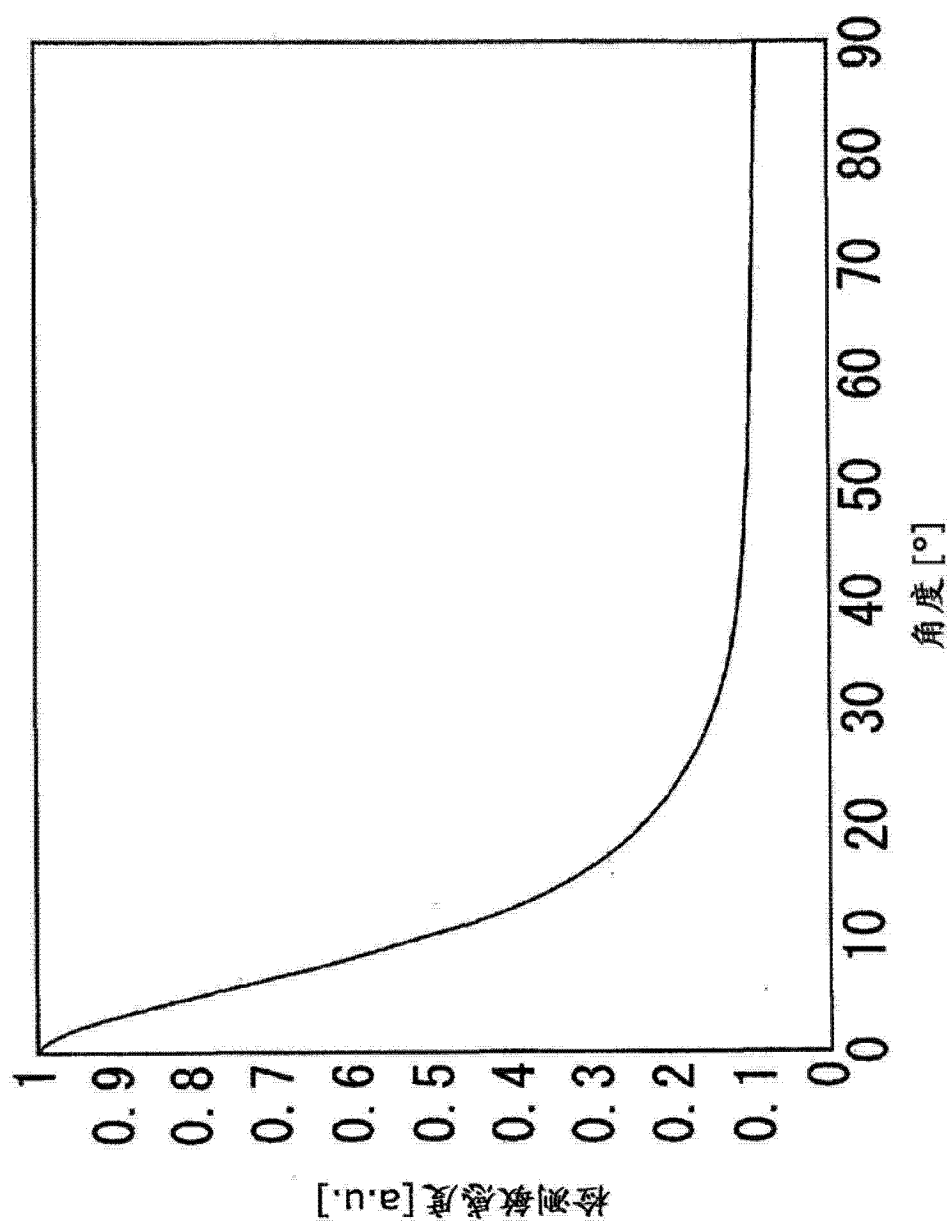


图 4B

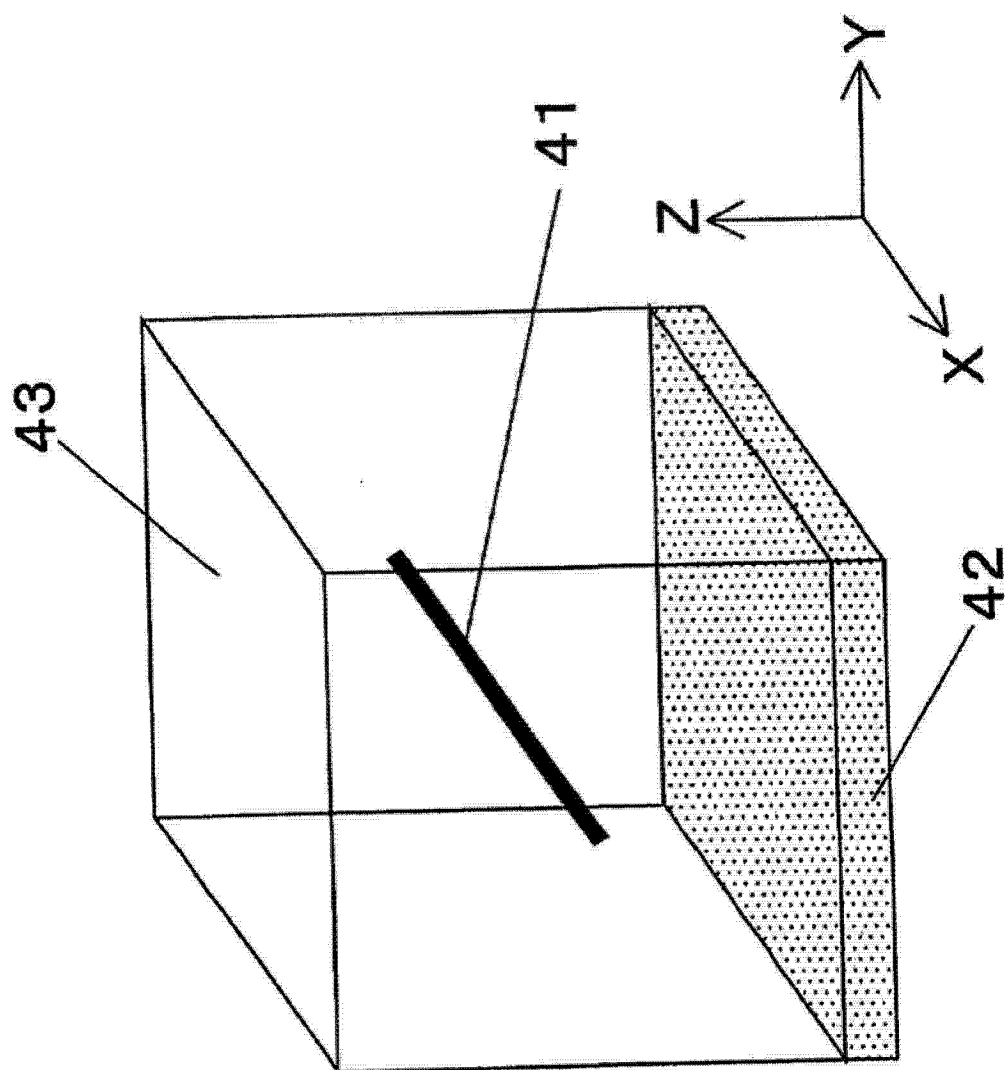


图 5A

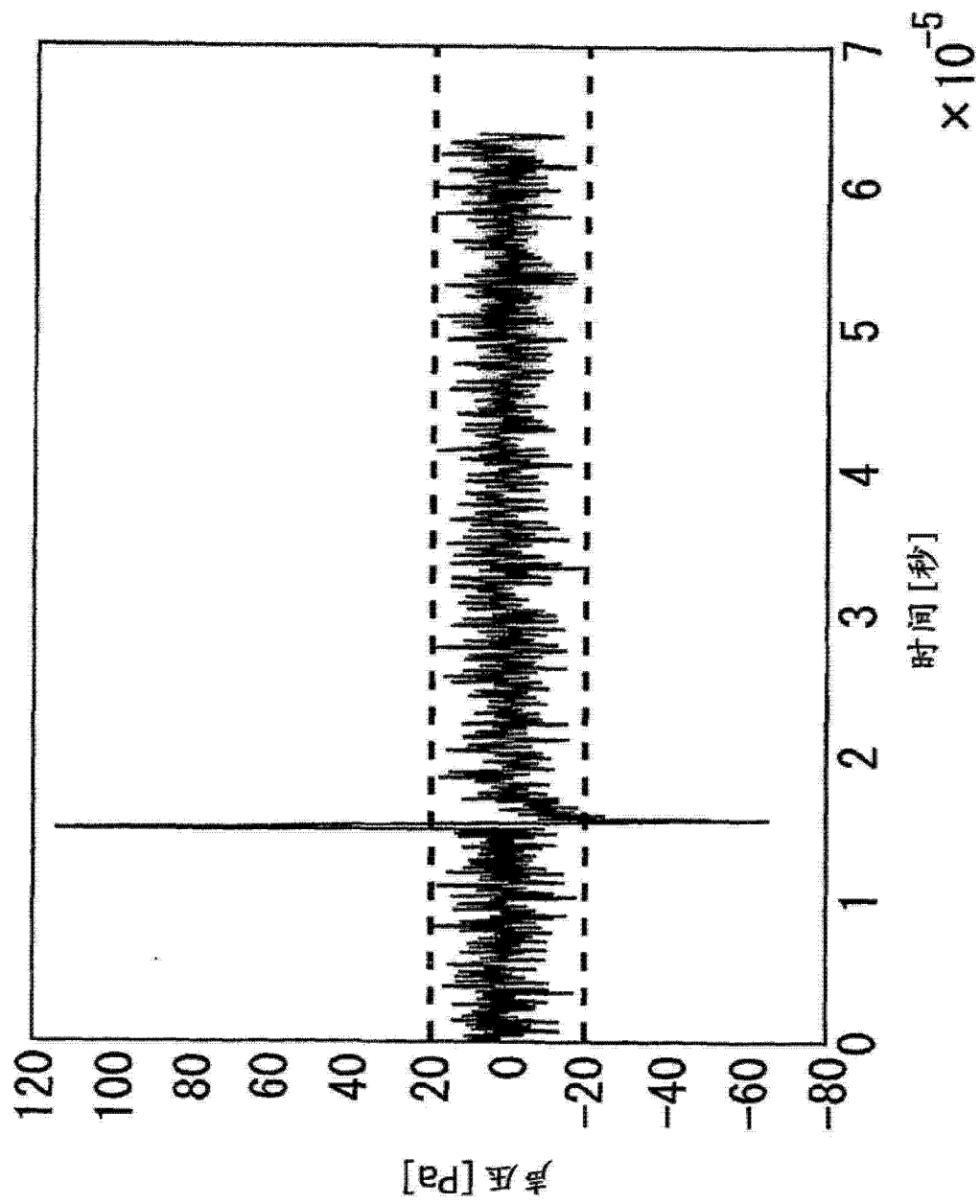


图 5B

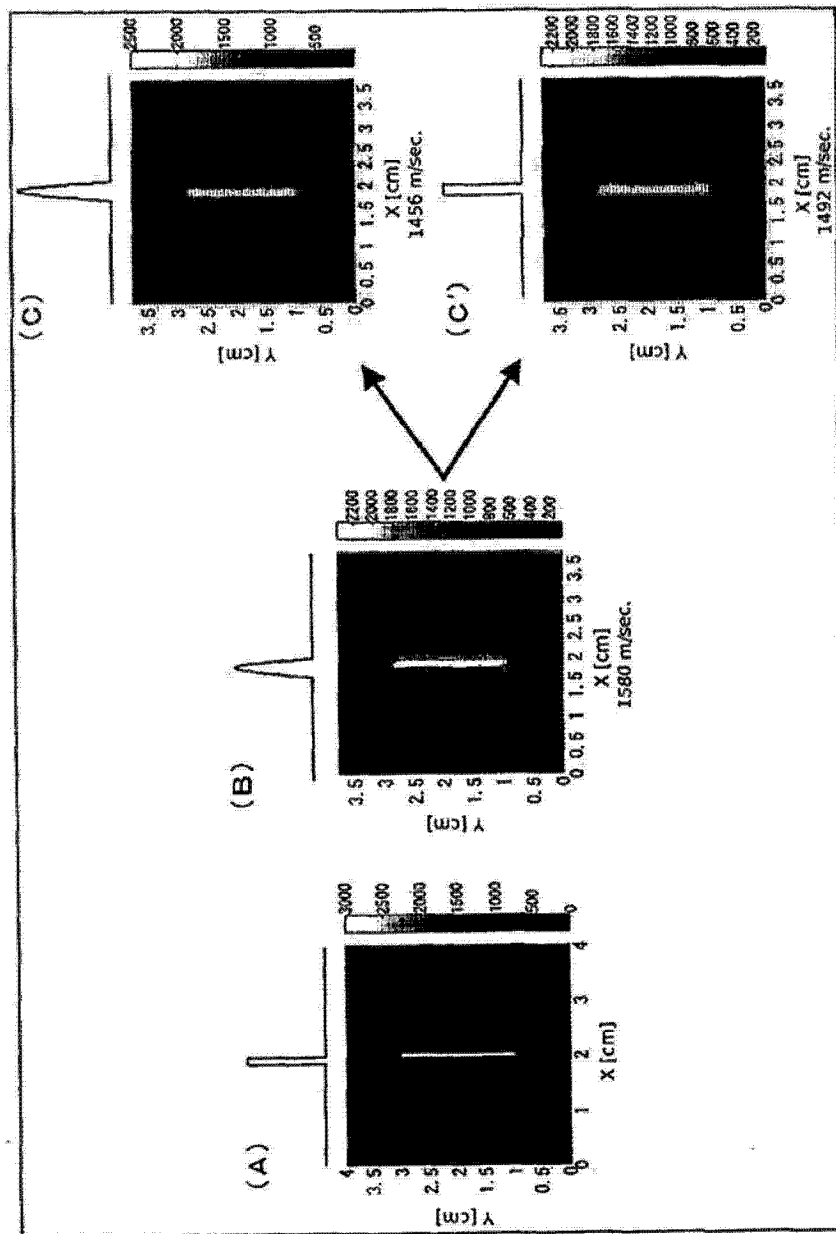


图 6

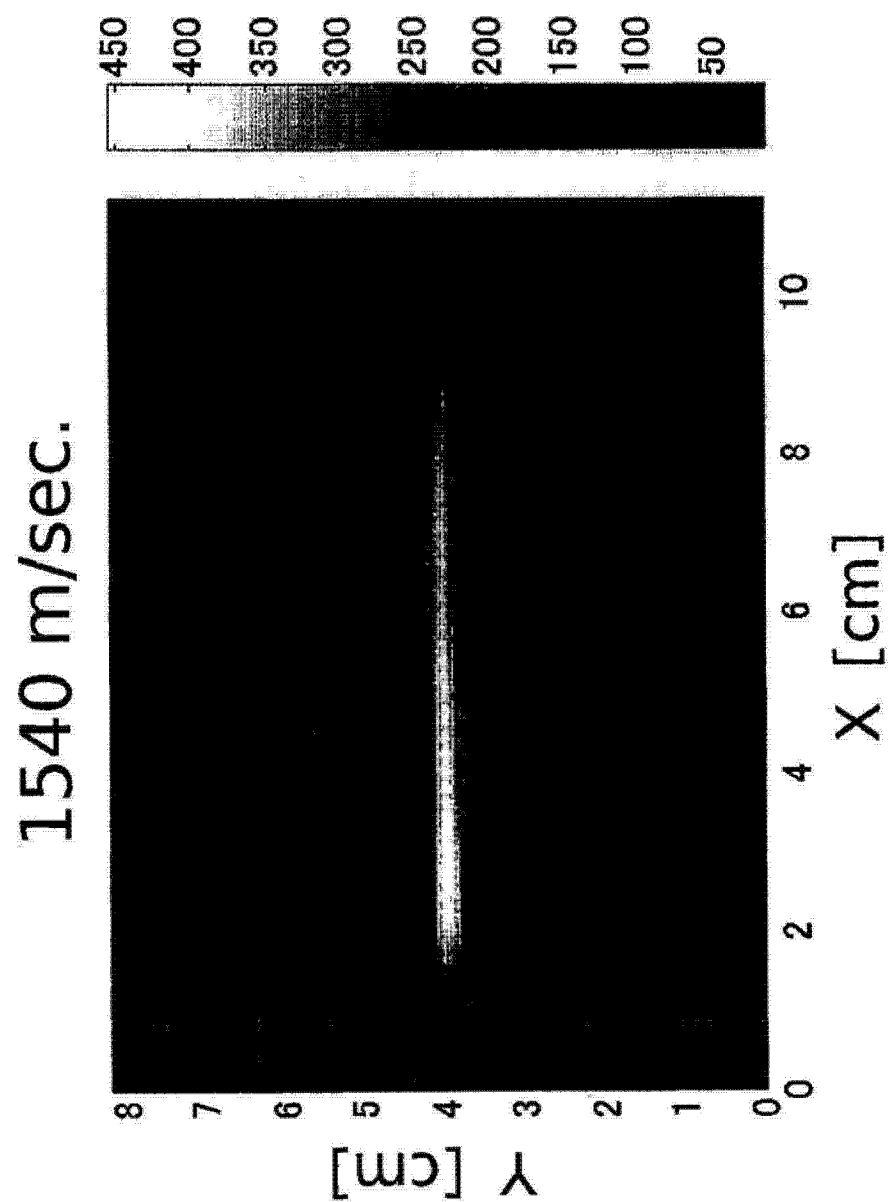


图 7A

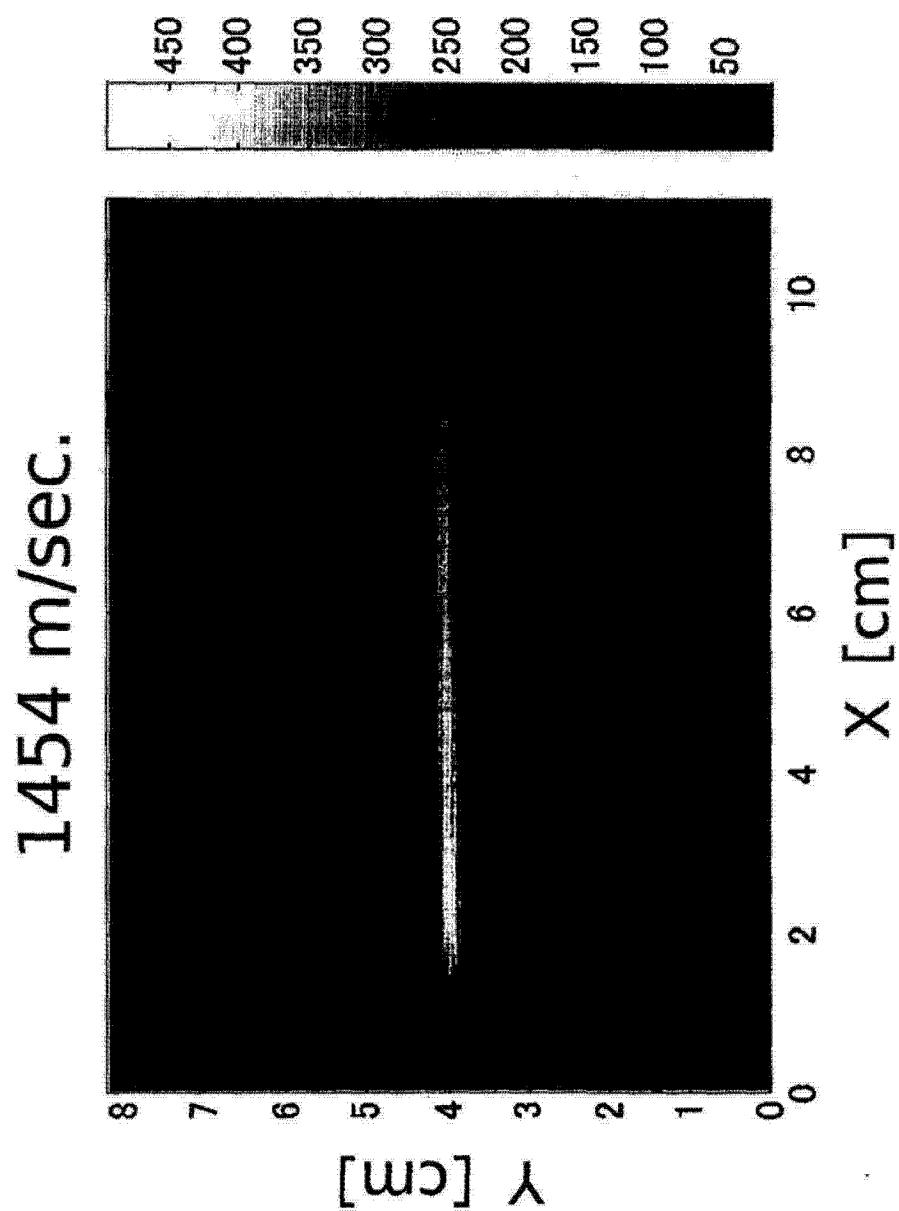


图 7B