



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101797167 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201010104110. 4

(22) 申请日 2010. 01. 27

(30) 优先权数据

2009-028034 2009. 02. 10 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吉田哲也 神山直久

(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 李今子

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1416443 A1, 2004. 05. 06, 全文.

US 2006/0241451 A1, 2006. 10. 26, 说明书第 15 段.

CN 1718164 A, 2006. 01. 11, 全文.

US 4835712, 1989. 05. 30, 全文.

审查员 彭燕

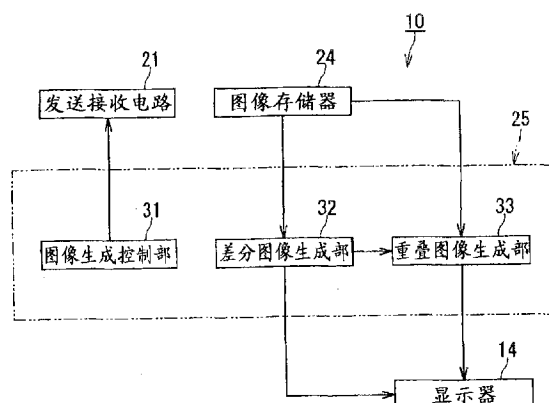
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断方法

(57) 摘要

超声波诊断装置控制超声波探头, 针对扫描区域内的光栅的每一个依次进行基于第一发送接收条件的超声波的发送接收、基于与上述第一发送接收条件不同的第二发送接收条件的超声波的发送接收、及基于与上述第一发送接收条件以及上述第二发送接收条件不同的第三发送接收条件的超声波的发送接收。超声波诊断装置具有: 分别生成基于上述第一发送接收条件的回波信号的第一图像、基于上述第二发送接收条件的回波信号的第二图像、以及基于上述第三发送接收条件的回波信号的第三图像的单元; 对上述第一图像以及上述第二图像实施差分处理而生成差分图像的单元; 以及根据上述差分图像以及上述第三图像, 执行重叠处理而生成重叠图像的单元。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探头,对二维或三维的扫描区域发送超声波,接收基于上述超声波的回波而作为接收信号;

控制单元,为了控制上述超声波探头,针对上述扫描区域内的光栅的每一个,依次进行基于第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、基于与上述第一发送接收条件不同的第二发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、以及基于与上述第一发送接收条件以及上述第二发送接收条件不同的第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制;

基本图像生成单元,分别生成基于利用上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、基于利用上述第二发送接收条件得到的上述接收信号的第二图像、以及基于利用上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像;

差分图像生成单元,对上述第一图像以及上述第二图像实施差分处理而生成差分图像;以及

重叠图像生成单元,根据上述差分图像以及上述第三图像,执行重叠处理而生成重叠图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有用于刺入被检体的穿刺针,

上述超声波探头接收包括上述被检体内的上述穿刺针的针尖部分的上述扫描区域的上述回波,

上述控制单元为了控制上述超声波探头,进行基于来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较强的上述第一发送接收条件、和来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较弱的上述第二发送接收条件的上述超声波的发送接收控制。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有校正单元,该校正单元对上述第一图像以及上述第二图像进行增益校正,分别生成第一校正图像以及第二校正图像,

上述差分图像生成单元对上述第一校正图像以及上述第二校正图像实施上述差分处理。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述重叠图像生成单元在作为上述重叠处理的原始数据的上述第一图像或上述差分图像内,设定包括上述穿刺针的引导线的限定区域,根据被设定了上述限定区域的上述第一图像与整体区域的上述第三图像、或者根据被设定了上述限定区域的上述差分图像与整体区域的上述第三图像,执行上述重叠处理。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有处理单元,该处理单元实施从作为上述重叠处理的原始数据的上述第一图像或上述差分图像中去除阈值以上的频带的滤波处理,

上述重叠图像生成单元根据上述滤波处理后的上述第一图像与上述第三图像、或者根据上述滤波处理后的上述差分图像与上述第三图像,执行上述重叠处理。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述处理单元仅对包括上述穿刺针的引导线的限定区域实施上述滤波处理,根据上述

滤波处理后的区域限定的上述第一图像与整体区域的上述第三图像、或者根据上述滤波处理后的区域限定的上述差分图像与整体区域的上述第三图像,执行上述重叠处理。

7. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述基本图像生成单元分别生成多个帧的上述第一图像、多个帧的上述第二图像以及多个帧的上述第三图像。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述重叠图像生成单元针对每个帧,根据作为上述重叠处理的原始数据的上述第一图像或上述差分图像,生成在各像素中保持了经时性地变化的亮度的最大值的亮度最大值图像,根据上述亮度最大值图像与上述第三图像,执行上述重叠处理。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述基本图像生成单元基于上述第一发送接收条件,根据与上述三维的扫描区域相关的剖面图像群,生成作为上述第一图像的第一体数据,基于上述第二发送接收条件,根据与上述三维的扫描区域相关的剖面图像群,生成作为上述第二图像的第二体数据,基于上述第三发送接收条件,根据与上述三维的扫描区域相关的剖面图像群,生成作为上述第三图像的第三体数据。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有附加单元,该附加单元根据作为上述重叠处理的原始数据的上述第一体数据、或基于上述第一体数据以及上述第二体数据的差分体数据,检测上述针尖部分的位置,根据上述位置与具备上述穿刺针的穿刺接头的位置信息,运算出上述穿刺针的穿刺线,对上述重叠图像附加上述穿刺线。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述重叠图像生成单元生成作为上述重叠图像的正交 3 剖面图像,向上述正交 3 剖面图像,投影上述针尖部分的位置。

12. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元将上述第一发送接收条件、上述第二发送接收条件、以及上述第三发送接收条件的发送条件设为相同,另一方面使接收条件不同。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元将上述第一发送接收条件设定为用于对上述接收信号中的低频带进行影像化的条件,将上述第二发送接收条件以及上述第三发送接收条件设定为在上述接收信号中的窄带的高频带中影像化的条件。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元将宽的波束声场、宽的上述超声波探头的接收开口设定为上述第一发送接收条件,将窄的波束声场、窄的上述超声波探头的接收开口设定为上述第二发送接收条件以及上述第三发送接收条件。

15. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探头,对二维或三维的扫描区域发送超声波,接收基于上述超声波的回波作为接收信号;

控制单元,为了控制上述超声波探头,针对上述扫描区域内的光栅的每一个,依次进行基于第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、以及基于与上述第一发送接收条件

不同的第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制；

基本图像生成单元，分别生成基于利用上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、以及基于利用上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像；

重叠图像生成单元，根据上述第一图像以及上述第三图像，执行重叠处理而生成重叠图像；以及

用于刺入被检体的穿刺针，

上述超声波探头接收包括上述被检体内的上述穿刺针的针尖部分的上述扫描区域的上述回波，

上述控制单元为了控制上述超声波探头，进行基于来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较强的上述第一发送接收条件、和来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较弱的上述第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述控制单元将上述第一发送接收条件设定为用于对上述接收信号中的低频带进行影像化的条件，将上述第二发送接收条件以及上述第三发送接收条件设定为在上述接收信号中的窄带的高频带中影像化的条件。

17. 一种超声波诊断图像生成方法，其特征在于，具有：

控制步骤，为了控制对二维或三维的扫描区域发送超声波、接收基于上述超声波的回波作为接收信号的超声波探头，针对上述扫描区域内的光栅的每一个，依次进行基于第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、基于与上述第一发送接收条件不同的第二发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、以及基于与上述第一发送接收条件以及上述第二发送接收条件不同的第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制；

基本图像生成步骤，分别生成基于利用上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、基于利用上述第二发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像、以及基于利用上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像；

差分图像生成步骤，对上述第一图像以及上述第二图像实施差分处理而生成差分图像；以及

根据上述差分图像以及上述第三图像，执行重叠处理而生成重叠图像的步骤。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于，

在上述控制步骤中，在接收包括穿刺针的针尖部分的上述扫描区域的上述回波的情况下，为了控制上述超声波探头，进行基于来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较强的上述第一发送接收条件、与来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较弱的上述第二发送接收条件的上述超声波的发送接收控制。

19. 一种超声波诊断图像生成方法，其特征在于，具有：

控制步骤，为了控制对包括穿刺针的针尖部分的二维或三维的扫描区域发送超声波、接收基于上述超声波的回波作为接收信号的超声波探头，依次进行基于来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较强的第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、和基于与上述第一发送接收条件不同的第三发送接收条件的上

述超声波的发送接收控制；

生成基于利用上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、以及基于利用上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像的步骤；以及

根据上述第一图像以及上述第三图像，执行重叠处理而生成重叠图像的步骤。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于，

在上述控制步骤中，在接收包括穿刺针的针尖部分的上述扫描区域的上述回波的情况下，为了控制上述超声波探头，进行基于来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较强的上述第一发送接收条件、与来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较弱的上述第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制。

超声波诊断装置以及超声波诊断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及可以进行二维扫描以及实时三维扫描的技术,特别涉及为了使操作者可以简便地视觉辨认穿刺针的针尖部分的位置而对针尖部分进行强调显示的超声波诊断装置以及超声波诊断方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是通过超声波脉冲反射法,从体表无侵袭地得到生物体内的软组织的断层像的医用诊断装置。超声波诊断装置与其他医用诊断装置相比,具有小型且廉价、没有 X 射线等的辐射而安全性高、可以进行血流成像等特长,广泛利用于心脏、腹部、泌尿器以及妇产科等中。

[0003] 另外,超声波诊断装置不仅用于图像诊断,而且例如作为肝细胞癌的局部治疗法,还用于射频烧灼疗法(RFA)、检查肝细胞组织的活体检查等中。在这些治疗/检查中,使用穿刺针,必须对肿瘤等关心部位准确地进行穿刺。因此,为了明确地掌握穿刺针侵入至生物体内的哪个位置,利用可以实时地监视关心区域以及穿刺针的超声波诊断装置。特别,近年来,随着计算机的高速化,还有在显示中利用实时三维超声波图像的情况。提出了几个在该情况下,在穿刺治疗中在三维数据上显示穿刺针位置、或者对穿刺针的方向进行标记显示的方法(例如日本特开平 6-205776 号公报)。轻便且可以简便地进行实时的观察的超声波诊断装置经常用于活体检查、癌的局部烧灼治疗时的穿刺针的针尖部分与病变位置的监视。

[0004] 另外,近年来可以实时地进行体扫描的超声波诊断装置出现,可获知在以往困难的超声波探头的切片方向的针位置信息,活体检查、烧灼治疗的精度提高的期望高。

[0005] 但是,在以往的超声波诊断装置中,被影像化的穿刺针的针尖部分淹没在背景图像中等,有时视觉辨认性不好,对操作者带来负担。另外,由于不知道穿刺针的针尖部分的准确位置,所以存在如果采集了与计划的组织的位置不同的位置处的组织、或者在不同的位置处进行了烧灼治疗,则无法得到充分的效果这样的危险性。

[0006] 另外,在利用可以实时地进行体扫描的超声波诊断装置的情况下,穿刺针的针尖部分的视觉辨认性不充分,存在无法得到所期待的效果这样的问题。

[0007] 进而,进行了用于提高穿刺针的针尖部分的视觉辨认性的各种研究,例如有使用边缘强调等图像处理滤波的方法等。但是,难以仅分离针尖部分,针尖部分以外的实质部分受到影响等,没有达到实用。

发明内容

[0008] 本发明是考虑这样的情况而完成的,其目的在于提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断方法,在穿刺针的监视中,操作者可以简便地视觉辨认穿刺针的针尖部分的位置。

[0009] 为了解决上述课题,本发明的超声波诊断装置,具有:

[0010] 超声波探头,对二维或三维的扫描区域发送超声波,接收基于上述超声波的回波

作为接收信号；

[0011] 控制单元,为了控制上述超声波探头,针对上述扫描区域内的光栅的每一个,依次进行基于第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、基于与上述第一发送接收条件不同的第二发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、以及基于与上述第一发送接收条件以及上述第二发送接收条件不同的第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制；

[0012] 基本图像生成单元,分别生成基于由上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、基于由上述第二发送接收条件得到的上述接收信号的第二图像、以及基于由上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像；

[0013] 差分图像生成单元,对上述第一图像以及上述第二图像实施差分处理而生成差分图像；以及

[0014] 重叠图像生成单元,根据上述差分图像以及上述第三图像,执行重叠处理而生成重叠图像。

[0015] 另外,为了解决上述课题,本发明的超声波诊断装置,具有：

[0016] 超声波探头,对二维或三维的扫描区域发送超声波,接收基于上述超声波的回波作为接收信号；

[0017] 控制单元,为了控制上述超声波探头,针对上述扫描区域内的光栅的每一个,依次进行基于第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、以及基于与上述第一发送接收条件不同的第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制；

[0018] 基本图像生成单元,分别生成基于由上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、以及基于由上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像；以及

[0019] 重叠图像生成单元,根据上述第一图像以及上述第三图像,执行重叠处理而生成重叠图像。

[0020] 为了解决上述课题,本发明的超声波诊断方法,具有：

[0021] 控制步骤,为了控制对二维或三维的扫描区域发送超声波、接收基于上述超声波的回波作为接收信号的超声波探头,针对上述扫描区域内的光栅的每一个,依次进行基于第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、基于与上述第一发送接收条件不同的第二发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、以及基于与上述第一发送接收条件以及上述第二发送接收条件不同的第三发送接收条件的上述超声波的发送接收控制；

[0022] 基本图像生成步骤,分别生成基于由上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、基于由上述第二发送接收条件得到的上述接收信号的第二图像、以及基于由上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像；

[0023] 差分图像生成步骤,对上述第一图像以及上述第二图像实施差分处理而生成差分图像；以及

[0024] 根据上述差分图像以及上述第三图像,执行重叠处理而生成重叠图像的步骤。

[0025] 另外,为了解决上述课题,本发明的超声波诊断方法,具有：

[0026] 控制步骤,为了控制对包括用于刺入被检体的穿刺针的针尖部分的二维或三维的扫描区域发送超声波、接收基于上述超声波的回波作为接收信号的超声波探头,进行基于来自上述穿刺针的针尖部分的反射信号相对上述针尖部分以外的实质部分比较强的第一发送接收条件的上述超声波的发送接收控制、和基于与上述第一发送接收条件不同的第三

发送接收条件的上述超声波的发送接收控制；

[0027] 生成基于由上述第一发送接收条件得到的上述接收信号的第一图像、以及基于由上述第三发送接收条件得到的上述接收信号的第三图像的步骤；以及

[0028] 根据上述第一图像以及上述第三图像，执行重叠处理而生成重叠图像的步骤。

附图说明

[0029] 图 1 是示出本实施方式的超声波诊断装置的结构概略图。

[0030] 图 2 是示出本实施方式的超声波诊断装置的功能的框图。

[0031] 图 3 是示出扫描次序的一个例子的图。

[0032] 图 4 是示出图像生成电路通过由图像生成控制部进行的控制而生成的图像的一个例子的图。

[0033] 图 5 是示出描绘出两点（穿刺针的针尖部分 - 实质部分）的肝脏的图像的一个例子的图。

[0034] 图 6 是示出针尖部分与实质部分的 RF 信号的频谱的一个例子的图。

[0035] 图 7 是图像生成电路通过由图像生成控制部进行的控制而生成的图像的一个例子的图。

[0036] 图 8 是示出差分图像的一个例子的图。

[0037] 图 9 是示出重叠图像的一个例子的图。

[0038] 图 10 是示出包括差分图像内的穿刺引导线的限定区域的图。

[0039] 图 11 是示出基于差分体数据内的第一坐标以及第二坐标的本实施方式的穿刺线的图。

[0040] 图 12A、图 12B、以及图 12C 是示出进行三维扫描时的以往的穿刺引导线的显示例的图。

[0041] 图 13A、图 13B、以及图 13C 是示出进行三维扫描时的本实施方式的穿刺线的显示例的图。

[0042] 图 14 是用于说明接收信号的基波分量以及谐波分量的图。

[0043] 图 15 是用于说明基于两个系统的接收信号的加法信号的图。

具体实施方式

[0044] 参照附图，说明本发明的超声波诊断装置以及超声波诊断方法的实施方式。

[0045] 图 1 是示出本实施方式的超声波诊断装置的结构概略图。

[0046] 图 1 示出本实施方式的超声波诊断装置 10。该超声波诊断装置 10 大致由穿刺接头 (adapter) 11、超声波探头 12、装置主体 13、显示器 14 以及操作面板 15 构成。

[0047] 穿刺接头 11 例如以规定的角度固定在超声波探头 12 上。在穿刺接头 11 上，安装有向从被检体（患者）P 的体表面到体内的穿刺对象（肿瘤）的区域刺入的穿刺针（针）11a。

[0048] 超声波探头 12 具有压电振子群，该压电振子群根据来自装置主体 13 的驱动脉冲对包括患者 P 的穿刺对象的二维或三维的扫描区域发送超声波脉冲，并且接收与发送的超声波脉冲对应的回波并变换为电信号。在超声波脉冲从超声波探头 12 的压电振子群发送

到扫描区域时,由该超声波脉冲形成的超声波波束在体内组织的声阻的不连续面上依次反射。通过压电振子群接收该被反射的回波。通过压电振子群将接收到的回波变换为回波信号。回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面中的声阻之差。另外,在移动的血流或心脏壁等的表面反射的情况下,由于多普勒效应,与发送的超声波脉冲对应的回波依赖移动体的超声波发送方向的速度分量,受到频率偏移。

[0049] 作为超声波探头 12,例如,可以举出机械式三维探头以及 2D 探头(矩阵阵列探头)等。机械式三维探头是可以使仅在 X 轴方向(方位角(azimuth)方向)上排列成多个(例如 100 或 200 个)的压电振子群机械地煽动的探头,或者是可以使在 X 轴方向上排列成多个并在 Y 轴方向(仰角(elevation)方向)上排列成少数(例如三个)的压电振子群机械地煽动的探头。另外,2D 探头是在 X 轴方向以及 Y 轴方向这两方向上排列了多个压电振子的探头。

[0050] 在超声波探头 12 是机械式三维探头的情况下,为了将超声波脉冲在 X 轴方向上聚束而形成在 Z 轴方向(深度方向)上延伸的适当的超声波波束,通过在 X 轴方向上排列成多个的压电振子电子地进行聚焦。另一方面,在超声波探头 12 是机械式三维探头的情况下,为了将超声波脉冲在 Y 轴方向上聚束而形成在 Z 轴方向上延伸的适当的超声波波束,优选在 Y 轴方向上在一个压电振子的超声波照射侧具备声透镜、或者将压电振子做成凹面振子。另外,在超声波探头 12 是机械式三维探头的情况下,为了将超声波脉冲在 Y 轴方向上聚束而形成在 Z 轴方向上延伸的适当的超声波波束,在 Y 轴方向上在少数压电振子的超声波照射侧具备声透镜、或者根据焦点的 Z 轴方向的位置在 Y 轴方向上改变少数压电振子的驱动个数。在使用机械式三维探头来扫描三维区域的情况下,一边使压电振子群煽动,一边利用由超声波脉冲形成的超声波波束来扫描多个 2D 剖面(X-Z 剖面)。

[0051] 在超声波探头 12 是 2D 探头的情况下,为了将超声波脉冲在 X 轴方向以及 Y 轴方向上聚束而形成在 Z 轴方向上延伸的适当的超声波波束,通过在 X 轴方向以及 Y 轴方向上排列成多个的压电振子电子地进行聚焦。在使用 2D 探头来扫描三维区域的情况下,一边电子地使超声波脉冲的发送面在 Y 轴方向上偏移,一边利用由超声波脉冲形成的超声波波束来扫描多个 X-Z 剖面。

[0052] 装置主体 13 具备发送接收电路 21、信号处理电路 22、图像生成电路 23、图像存储器 24、CPU(central processing unit,中央处理单元)25、内部存储装置 26、IF(interface,接口)27 以及外部存储装置 28。另外,在本实施方式中,以发送接收电路 21、信号处理电路 22、以及图像生成电路 23 构成为集成电路来进行了说明,但也可以通过执行以软件方式模块化的软件程序来使它们的全部或一部分发挥功能。

[0053] 发送接收电路 21 设置有未图示的发送电路以及接收电路。发送电路具有未图示的脉冲发生器电路、发送延迟电路以及触发发生电路等。脉冲发生器电路按照规定的速率频率 f_r Hz(周期: $1/f_r$ 秒)反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟电路针对每个通道将超声波聚束成波束状,并且,对各速率脉冲提供为了决定发送指向性而所需的延迟时间。触发发生电路按照基于速率脉冲的定时,向超声波探头 12 的压电振子施加驱动脉冲。

[0054] 另外,发送接收电路 21 的发送电路具有如下功能:可以按照 CPU25 的指示,瞬时变更发送频率、发送驱动电压(声压)、发送脉冲速率、扫描区域以及闪烁(flash)次数等。特

别是,对于声压的变更,通过可以瞬间切换其值的线性放大器型的发送部或以电方式切换多个电源部的机构来实现。

[0055] 发送接收电路 21 的接收电路具有未图示的放大器、接收延迟电路、A/D(analog to digital,模拟数字)转换电路以及加法电路等。在放大器中,针对每个通道对经由超声波探头 12 取入的回波信号进行放大。接收延迟电路对由放大器放大后的回波信号提供为了决定接收指向性而所需的延迟时间。A/D 转换电路将从接收延迟电路输出的回波信号转换为数字信号。加法电路对数字的回波信号进行加法处理。通过加法电路进行的加法,来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量得到强调,根据接收指向性与发送指向性,形成超声波发送接收的综合波束,生成 RF(radio frequency,射频)信号。

[0056] 信号处理电路 22 具备 B 模式处理电路 22a 以及多普勒处理电路 22b。B 模式处理电路 22a 对从发送接收电路 21 中获取的 RF 信号,实施对数放大以及包络线检波处理等,生成以亮度的明亮度表现了信号强度的 B 模式图像。在该情况下,通过改变检波频率,可以改变所影像化的频带。另外,对于一个接收数据,还可以在两个检波频率下并行地进行检波处理。

[0057] 多普勒处理电路 22b 根据从发送接收电路 21 中获取的 RF 信号对速度信息进行频率解析,抽出基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波分量,并针对多点求出平均速度、分散以及能量等血流信息。多普勒处理电路 22b 生成作为血流信息的平均速度图像、分散图像、能量图像以及将它们组合的多普勒图像。

[0058] 图像生成电路 23 将从信号处理电路 22 输出的超声波扫描的扫描线信号串的剖面图像,变换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串的剖面图像。图像生成电路 23 搭载有保存图像的存储器(未图示),例如在诊断后操作者(用户)可以调出在检查中记录的图像。另外,图像生成电路 23 根据剖面图像形成体数据。

[0059] 图像存储器 24 是存储从信号处理电路 22 以及图像生成电路 23 输出的图像的存储装置。在图像存储器 24 中,并列地保存有以不同的发送接收条件得到的图像。在图像存储器 24 中,存储有:从信号处理电路 22 输出的被称为所谓 RAW 数据(原始数据)的变换前的数据形式的剖面图像、从图像生成电路 23 输出的视频格式变换后的数据形式的剖面图像、以及从图像生成电路 23 输出的基于视频格式变换后的数据形式的剖面图像的体数据。

[0060] CPU25 是具有如下集成电路(LSI)结构的控制装置,该集成电路是在具有多个端子的封装内封入了由半导体构成的电子电路而成的。CPU25 具有执行存储在内部存储装置 26 中的程序的功能。另外,CPU25 具有如下功能:将存储在外部存储装置 28 中的程序、从网络 N 传送并通过 IF27 接收而安装到外部存储装置 28 中的程序加载到内部存储装置 26 并执行。

[0061] 内部存储装置 26 是具有兼具 ROM(read only memory,只读存储器)以及 RAM(random access memory,随机访问存储器)等要素的构成的存储装置。内部存储装置 26 具有如下功能:存储 IPL(initial program loading,初始程序调入)、BIOS(basic input/output system,基本输入/输出系统)以及数据、或者用于 CPU25 的工作存储器或数据的临时存储。

[0062] IF27 由与并行连接规格或串行连接规格匹配的连接器的连接器构成。IF27 是与操作面板 15、医院核心的 LAN(local area network,局域网)等网络 N、外部存储装置 28 以及操作面

板 15 等相关的接口。可以通过 IF27, 经由网络 N 向其他装置传送由装置主体 13 生成的图像。

[0063] 外部存储装置 28 是具有如下结构的存储装置: 在读取装置(未图示)中不可拆卸地内置有涂敷或蒸镀了磁性体的金属的盘。外部存储装置 28 具有如下功能: 存储安装于装置主体 13 的程序(除了应用程序以外, 还包括 OS(operating system, 操作系统)等)。另外, 在 OS 中, 还可以提供在针对操作者的信息显示中多使用图形, 可以通过操作面板 15 进行基础性操作的 GUI(graphical user interface, 图形用户接口)。

[0064] 内部存储装置 26 或外部存储装置 28 保存有超声波诊断程序等控制程序、诊断信息(患者 ID(identification, 标识)以及医生的意见等)、诊断记录、发送接收条件以及其他数据群。进而, 还可以经由 IF27 向网络 N 网传送存储在内部存储装置 26 或外部存储装置 28 中的数据。

[0065] 显示器 14 由液晶显示器或 CRT(cathode ray tube, 阴极射线管)等构成。显示器 14 具有根据来自图像生成电路 23 的视频信号, 与各种参数的文字信息或标度等一起显示二维数据或三维数据的功能。

[0066] 操作面板 15 由轨迹球 15a、各种开关 15b、按钮 15c、鼠标 15d 以及键盘 15e 等构成。操作面板 15 与装置主体 13 连接, 具有向装置主体 13 输入来自操作者的各种指示、例如关心区域(ROI: region of interest)的设定指示、以及画质条件设定指示等的功能。操作者可以经由操作面板 15, 向装置主体 13 输入从超声波探头 12 发送的超声波脉冲的发送频率、发送驱动电压(声压)、发送脉冲速率、扫描区域、穿刺模式开始及造影剂破坏(闪烁)指示、或接收条件等。

[0067] 图 2 是示出本实施方式的超声波诊断装置 10 的功能的框图。

[0068] 通过图 1 所示的 CPU25 执行程序, 超声波诊断装置 10 作为图像生成控制部 31、差分图像生成部 32 以及重叠图像生成部 33 发挥功能。另外, 差分图像生成部 32 并不是超声波诊断装置 10 中必需的结构要素。另外, 在本实施方式中, 设为各部 31 至 33 通过执行以软件方式模块化的软件程序来发挥功能而进行了说明, 但也可以通过集成电路等硬件来构成它们的全部或一部分。

[0069] 图像生成控制部 31 具有如下功能, 即控制发送接收电路 21, 针对各光栅(raster)(扫描线)依次进行: 基于来自穿刺针 11a 的针尖部分的反射信号相对针尖部分以外的实质部分比较强的第一发送接收条件的超声波发生接收; 基于来自穿刺针 11a 的针尖部分的反射信号相对实质部分比较弱的第二发送接收条件的超声波发生接收; 和基于与第一发送接收条件以及第二发送接收条件不同的第三发送接收条件的超声波发送接收。图像生成控制部 31 例如使得进行基于低频的第一发送接收条件的超声波发送接收、和基于高频的第二发送接收条件的超声波发送接收。

[0070] 图像生成控制部 31 通过使构成发送接收条件的发送条件以及接收条件中的至少一个不同, 由此设定第一发送接收条件、第二发送接收条件、以及第三发送接收条件。在发送条件中, 例如可以举出频率(基频)、发送脉冲波形、发送脉冲相位、发送频率、发送脉冲串(burst)波数、发送驱动元件数(发送开口)以及发送聚焦(focus)(发送延迟)等。作为接收条件, 例如可以举出接收频率、接收脉冲串波数、接收驱动元件数(接收开口)以及接收聚焦(接收延迟)等。

[0071] 图 3 是示出扫描次序 (sequence) 的一个例子的图。

[0072] 如图 3 所示, 超声波探头 12 在由图像生成控制部 31 进行的控制下, 关于第一光栅 L1, 进行基于第一发送接收条件的超声波发送接收, 接下来, 进行基于第二发送接收条件的超声波发送接收, 接下来, 进行基于第三发送接收条件的超声波发送接收。接下来, 超声波探头 12 在由图像生成控制部 31 进行的控制下, 关于第二光栅 L2, 进行基于第一发送接收条件的超声波发送接收, 接下来, 进行基于第二发送接收条件的超声波发送接收, 接下来, 进行基于第三发送接收条件的超声波发送接收。接下来, 超声波探头 12 在由图像生成控制部 31 进行的控制下, 关于第三光栅 L3, 进行基于第一发送接收条件的超声波发送接收, 接下来, 进行基于第二发送接收条件的超声波发送接收, 接下来, 进行基于第三发送接收条件的超声波发送接收。另外, 各光栅中的超声波发送接收的顺序不限于图 3 所示的情况, 例如, 也可以是基于第二发送接收条件的超声波发送接收、基于第三发送接收条件的超声波发送接收、以及基于第一发送接收条件的超声波发送接收这样的顺序。

[0073] 另外, 图 2 所示的图像生成控制部 31 具有如下功能: 控制信号处理电路 22 以及图像生成电路 23 生成基于通过第一发送接收条件的扫描而得到的接收信号的第一图像 (第一剖面图像、第一体数据)、基于通过第二发送接收条件的扫描而得到的接收信号的第二图像 (第二剖面图像、第二体数据)、以及基于通过第三发送接收条件的扫描而得到的接收信号的第三图像 (第三剖面图像、第三体数据), 并存储在图像存储器 24 中。

[0074] 另外, 图像生成控制部 31 也可以将第一发送接收条件、第二发送接收条件以及第三发送接收条件的发送条件设定为相同, 另一方面将接收条件设定为分别不同。在该情况下, 通过一次超声波发送而得到与三个发送接收条件相当的三种图像。因此, 与使第一发送接收条件、第二发送接收条件以及第三发送接收条件的发送条件不同的情况相比, 以 1/3 的发送时间结束, 所以具有可以以通常的帧速率 (在体数据的情况下体速率) 进行差分处理或重叠处理的优点。

[0075] 另外, 在将第一发送接收条件、第二发送接收条件以及第三发送接收条件的发送条件设为相同, 另一方面使接收条件不同的情况下, 图像生成控制部 31 将第一发送接收条件设定为用于对回波信号中的低频带进行影像化的条件, 将第二发送接收条件以及第三发送接收条件设定为在回波信号中的比较窄带的高频带中影像化的条件。另外, 在将第一发送接收条件、第二发送接收条件以及第三发送接收条件的发送条件设为相同, 另一方面使接收条件不同的情况下, 图像生成控制部 31 将比较宽的波束声场、比较宽的超声波探头 12 的接收开口设定为第一发送接收条件, 将比较窄的波束声场、比较窄的超声波探头 12 的接收开口设定为第二发送接收条件以及第三发送接收条件。

[0076] 图 4 是示出图像生成电路 23 通过由图像生成控制部 31 进行的控制而生成的图像的一个例子的图。图 4 的左侧示出在向作为被检体 P 的琼脂幻影 (agar phantom) 刺入了穿刺针 11a 的状态下生成的第三图像, 图 4 的右侧示出在向琼脂幻影刺入了穿刺针 11a 的状态下生成的第一图像。

[0077] 根据图 4 的右侧所示的第一图像, 关于穿刺针 11a 的针尖部分以外的幻影部分的浓淡, 没有那么大的差异, 相对于此, 只有针尖部分的浓淡大大不同。在图 4 的右侧所示的第一图像中, 与图 4 的左侧示出的第三图像相比, 穿刺针 11a 的针尖部分可以与幻影部分清楚地区分开。

[0078] 图 5 是示出描绘出两点（穿刺针 11a 的针尖部分 - 实质部分）的肝脏的图像的一个例子的图。图 6 是示出针尖部分与实质部分的 RF 信号的频谱的一个例子的图。

[0079] 如图 6 所示，与来自穿刺针 11a 的针尖部分以外的实质部分的 RF 信号相比，在来自针尖部分的 RF 信号中高频分量少。这是因为，在穿刺针 11a 的针尖部分中，谐波分量的发生少、或者在低频侧中，在超声波波束中发生扩展而易于拾取在穿刺针 11a 的针尖部分散射的反射信号等。因此，在将影像化的频带设定为窄带并且比较高的频带的情况下，得到来自穿刺针 11a 的针尖部分的信号少的图像，所以适合于第二发送接收条件或第三发送接收条件。另一方面，在对比较低的频带进行影像化时，得到穿刺针 11a 的针尖部分可被清楚地地区分的图像，所以适合于第一发送接收条件。

[0080] 图 7 是图像生成电路 23 通过由图像生成控制部 31 进行的控制而生成的图像的一个例子的图。

[0081] 图 7 的左上侧示出基于第一发送接收条件生成的刺入了穿刺针 11a 的琼脂幻影的第一图像，图 7 的左下侧示出基于第三发送接收条件生成的刺入了穿刺针 11a 的琼脂幻影的第三图像。另外，图 7 的右上侧示出基于第一发送接收条件生成的作为被检体 P 的肝脏的第一图像，图 7 的右下侧示出通过第三发送接收条件生成的肝脏的第三图像。

[0082] 在对图 7 的左侧的上下所示出的琼脂幻影的第一图像以及第三图像进行比较时，在第一图像的情况下，如上所述，穿刺针 11a 的针尖部分可被清楚地区分，另一方面在第三图像的情况下，穿刺针 11a 的针尖部分并不清楚。另外，在对图 7 的右侧的上下所示出的肝脏的第一图像以及第三图像进行比较时，由于分解的差异而存在斑纹的细度等小的差异，但几乎看不出差异。

[0083] 另外，图 2 所示的差分图像生成部 32 具有如下功能：对图像存储器 24 通过由图像生成控制部 31 进行的控制而存储的第一图像以及第二图像实施差分处理，生成差分图像（差分割面图像、差分体数据）。另外，差分图像生成部 32 具有如下功能：对图像生成电路 23 通过由图像生成控制部 31 进行的控制而生成的第一图像以及第二图像，分别实施增益校正以使实质部分的亮度成为相同程度之后，对基于第一图像的第一校正图像（第一校正体数据）以及基于第二图像的第二校正图像（第二校正体数据）实施差分处理而生成差分图像。另外，差分图像生成部 32 既可以基于变换为通常的视频格式后的第一图像以及第二图像进行差分处理，也可以基于作为 RAW 数据的第一图像以及第二图像进行差分处理。

[0084] 图 8 是示出差分图像的一个例子的图。

[0085] 根据图 8 的上侧所示的琼脂幻影的差分图像、与图 8 的下侧所示的肝脏的差分图像，虽然多少包含噪声，但在琼脂幻影的差分图像中，穿刺针 11a 的针尖部分被抽出，另一方面在肝脏的差分图像中，组织被消除。即，在向生物体内刺入了穿刺针 11a 的情况下，可以通过差分图像仅抽出穿刺针 11a。

[0086] 另外，图 2 所示的重叠图像生成部 33 具有如下功能：基于由差分图像生成部 32 生成的差分图像、以及图像存储器 24 通过由图像生成控制部 31 进行的控制而存储的第三图像，执行重叠处理而生成重叠图像。另外，重叠图像生成部 33 具有如下功能：基于图像存储器 24 通过由图像生成控制部 31 进行的控制而存储的第一图像以及第三图像，执行重叠处理而生成重叠图像。另外，在通过由图像生成控制部 31 进行的控制进行了三维扫描时，重叠图像生成部 33 针对由差分图像生成部 32 生成的作为差分图像的差分体数据、以及图像

存储器 24 通过由图像生成控制部 31 进行的控制而存储的作为第三图像的第三体数据中包含的任意的剖面,执行重叠处理而生成重叠图像。

[0087] 图 9 是示出重叠图像的一个例子的图。

[0088] 如图 9 所示,在用与第三图像不同的色调对由穿刺针 11a 的针尖部分构成的差分图像进行了影像化时,操作者可以简单地视觉辨认穿刺针 11a 的针尖部分的位置。另外,以往,在对穿刺针 11a 的进路进行监视的情况下,为了易于看见穿刺针 11a 的针尖部分而降低频率、或扩展波束,不得不使用与观察通常的生物体的画质相比劣化的发送接收条件,不适合于实质部分的显示。但是,在由重叠图像生成部 33 生成并显示重叠图像的情况下,可以重叠显示对穿刺针 11a 的针尖部分的显示有效的差分图像、与对实质部分的显示有效的以第三发送接收条件得到的第三图像。另外,操作者对操作面板 15 的开关 15b 等进行操作,从而还可以在任意的定时切换差分图像、重叠图像、第一图像(第一校正图像)、第二图像(第二校正图像)、以及第三图像的显示。

[0089] 在此,在实际上对作为被检体 P 的生物体刺入穿刺针 11a 的情况下,实质部分不会通过由差分图像生成部 32 进行的差分处理完全被消除而有时残留在差分图像上。因此,重叠图像生成部 33 也可以将包括穿刺针 11a 的穿刺引导线 g(图 10 中图示)的限定区域设定在差分图像内,基于区域限定的差分图像与第三图像执行重叠处理。另外,重叠图像生成部 33 也可以实施从差分图像中去除比较高的频带(阈值以上的频带)的滤波处理。在该情况下,重叠图像生成部 33 基于滤波处理后的差分图像与第三图像,执行重叠处理。另外,重叠图像生成部 33 也可以并非针对差分图像的整体,而仅对包括穿刺引导线 g 的限定区域实施滤波处理,基于滤波处理后的区域限定的差分图像与整体区域的第三图像,执行重叠处理。

[0090] 另外,根据本实施方式的超声波诊断装置 10,易于进行在差分图像上的从穿刺针 11a 的针尖部分的实质部分的分离,所以可以使用差分图像,根据具备穿刺针 11a 的穿刺接头 11 的位置信息,对刺入的实际(当前)的穿刺针 11a 的针尖部分进行检测。因此,在通过由图像生成控制部 31 进行的控制生成了差分体数据的情况下,重叠图像生成部 33 可以根据差分体数据,识别穿刺针 11a 的针尖部分的坐标。例如,重叠图像生成部 33 对差分体数据进行噪声去除处理或二值化处理等预处理,求出所检测出的穿刺针 11a 的针尖部分的重心作为穿刺针 11a 的针尖部分的第一坐标 $[x1, y1, z1]$ (在差分剖面图像的情况下是第一坐标 $[x1, y1]$)。另外,由于穿刺接头 11 与超声波探头 12 的相对位置关系已知,所以重叠图像生成部 33 可以求出穿刺针 11a 的针尖部分必须通过的穿刺接头 11 上的第二坐标 $[x2, y2, z2]$ 。

[0091] 如上所述,重叠图像生成部 33 根据所求出的差分体数据内的第一坐标以及第二坐标,可以识别通过第一坐标以及第二坐标的本实施方式的实际的穿刺线 G(图 11 图示)。在显示器 14 中显示穿刺线 G。

[0092] 图 12A、图 12B、以及图 12C 是示出进行三维扫描时的以往的穿刺引导线 g 的显示例的图。

[0093] 图 12A 示出事先设定的穿刺引导线 g 上的第一剖面(A 平面)的图像,图 12B 示出与第一剖面正交并且事先设定的穿刺引导线 g 上的第二剖面(截平面)的图像,图 12C 示出与第二剖面垂直的第三剖面(截平面)的图像。各图像被显示为运动图像。根据以往技术,第一坐标被设定在最终想要刺入穿刺针 11a 的针尖部分的穿刺对象的位置,但在刺入

到体内的穿刺针 11a 的针尖部分从穿刺引导线 g 脱离时,穿刺针 11a 的像从各图像中消失,操作者无法视觉辨认穿刺针 11a 的位置。

[0094] 图 13A、图 13B、以及图 13C 是示出进行三维扫描时的本实施方式的穿刺线 G 的显示例的图。

[0095] 图 13A、图 13B、以及图 13C 分别示出与图 12A、图 12B、以及图 12C 相同剖面的图像。由于根据由重叠图像生成部 33 实际检测出的针尖部分的第一坐标,适宜地运算出穿刺针 11a 的穿刺线 G,所以在穿刺线 G 是三维坐标系的情况下,如图 13A 以及图 13B 所示可以显示将三维坐标系的穿刺线 G 投影到各剖面的投影穿刺线 G'。另外,如图 13C 所示,对于第三剖面的图像,以穿刺线 G 与第三剖面的交点为中心而显示圆,由此可以显示穿刺针 11a 的针尖部分的预想到达位置。因此,操作者可以掌握穿刺针 11a 的准确位置,可以进行迅速且准确的穿刺。另外,在穿刺针 11a 从事先设定的穿刺引导线 g 脱离的情况下,也可以自动地变更剖面位置,以使穿刺线 G 显示在各剖面上。

[0096] 另外,在图像存储器 24 中,通过由图像生成控制部 31 进行的控制,分别存储有多个帧的第一图像、多个帧的第二图像以及多个帧的第三图像。重叠图像生成部 33 根据差分图像,生成在各像素中保持了经时性地变化的亮度的最大值的亮度最大值图像,根据该亮度最大值图像与实时的第三图像,生成重叠图像。通过依次生成并显示基于亮度最大值图像以及实时的第三图像的重叠图像,在向体内刺入了穿刺针 11a 时,以运动图像显示穿刺针 11a 的针尖部分的轨迹,穿刺针 11a 的监视中的穿刺针 11a 的视觉辨认性提高。以往,在使用第三图像来生成保持了亮度的最大值的图像的情况下,由于对实质部分的像素也保持了亮度的最大值,所以无法利用保持了亮度的最大值的图像生成。

[0097] 另外,超声波诊断装置 10 的图像生成控制部 31 不限于如下情况:根据基于通过低频的第一发送接收条件的扫描得到的超声波发送接收的接收信号而生成第一图像,根据基于通过高频的第二发送接收条件的扫描得到的超声波发送接收的接收信号而生成第二图像。例如,图像生成控制部 31 也可以控制信号处理电路 22 以及图像生成电路 23,根据接收信号的基波 (fundamental) 分量,生成第一图像,并且,根据接收信号的谐波 (harmonic) 分量,生成第二图像,其中,上述接收信号是基于通过第一发送接收条件的扫描得到的超声波发送接收的接收信号。

[0098] 图 14 是用于说明接收信号的基波分量以及谐波分量的图。

[0099] 图 14 示出将横轴设为频率 (MHz)、将纵轴设为信号强度电平 (dB) 的接收信号的频谱。如图 14 所示,接收信号包括基波分量与谐波分量 (2 次谐波分量、3 次谐波分量)。接收信号的基波分量包括较多的穿刺针 11a 的针尖部分的信息,另一方面接收信号的谐波分量几乎不包括穿刺针 11a 的针尖部分的信息。

[0100] 另外,在图 2 所示的图像生成控制部 31 中,还可以应用脉冲创造 (pulse invention) 法。图像生成控制部 31 也可以控制信号处理电路 22 以及图像生成电路 23,根据通过第一发送接收条件的扫描而得到的接收信号的基波分量,生成第一图像,根据通过第一发送接收条件的扫描得到的接收信号、与包括包含在第一发送接收条件中的发送脉冲波形的逆相位的发送脉冲波形的通过第二发送接收条件的扫描而得到的接收信号的加法信号的二次谐波分量,生成第二图像。

[0101] 图 15 是用于说明基于两个系统的接收信号的加法信号的图。

[0102] 如图 15 所示,得到对左侧上段的通过第一发送接收条件的扫描而得到的接收信号、与左侧下段的通过第二发送接收条件的扫描而得到的接收信号进行加法处理后的加法信号。

[0103] 根据本实施方式的超声波诊断装置 10,在穿刺针 11a 的监视中,仅对穿刺针 11a 的针尖部分进行强调而显示包括针尖部分的被检体的图像,从而操作者可以简便地视觉辨认针尖部分的位置。

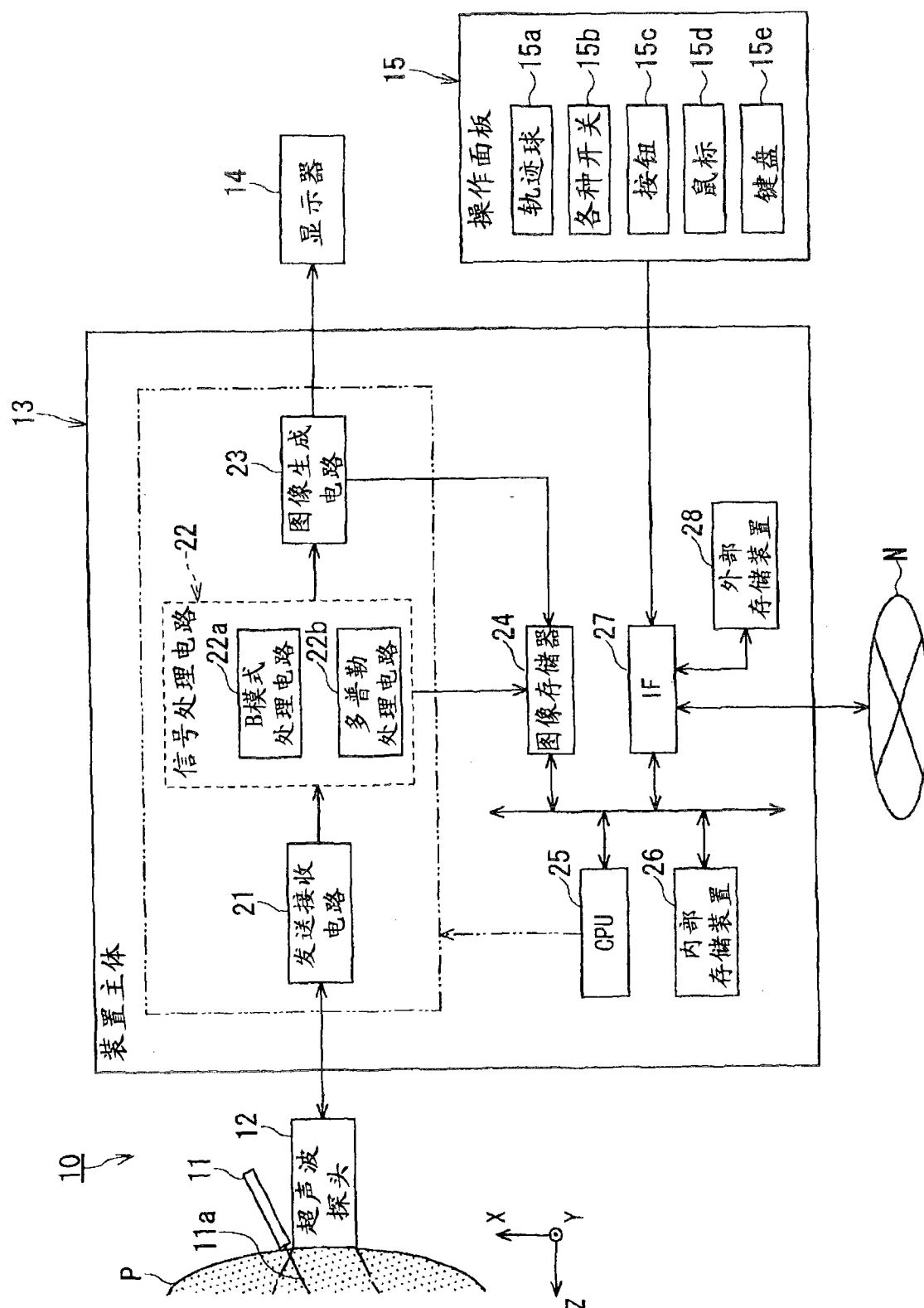


图 1

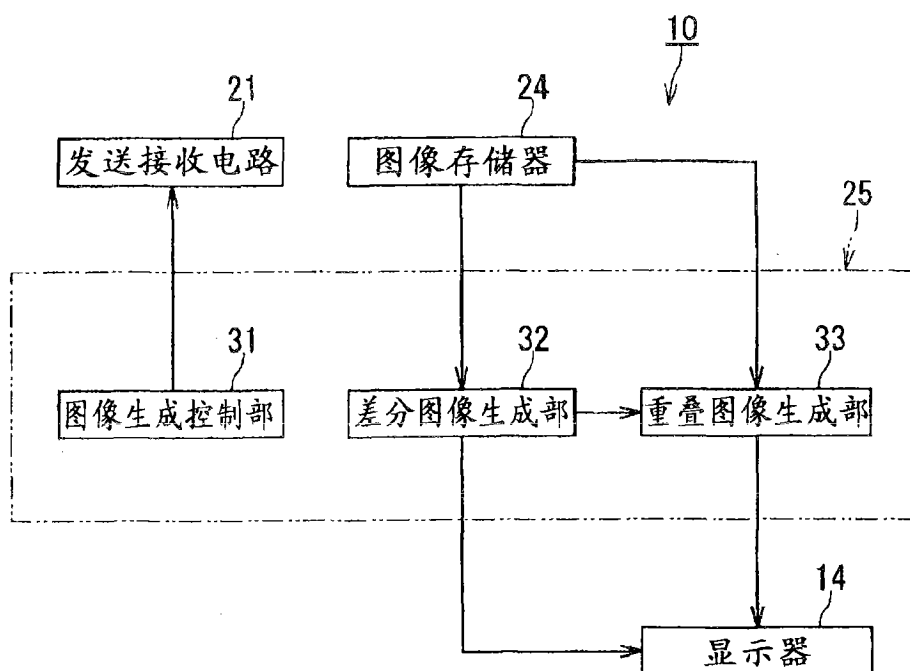


图 2

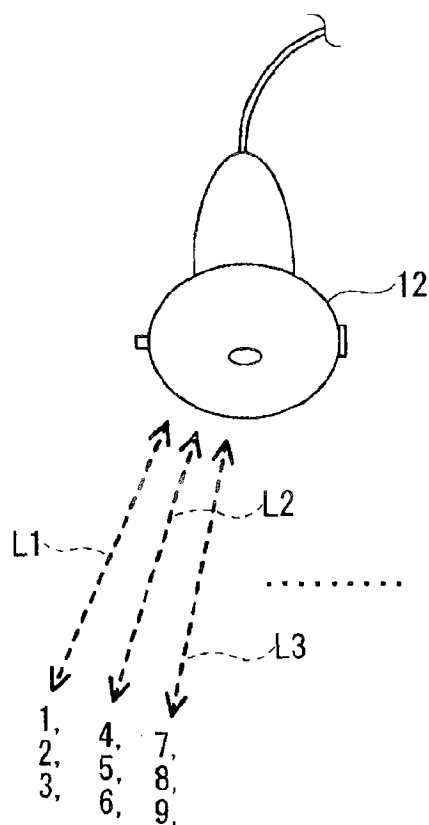


图 3

第三图像

第一图像

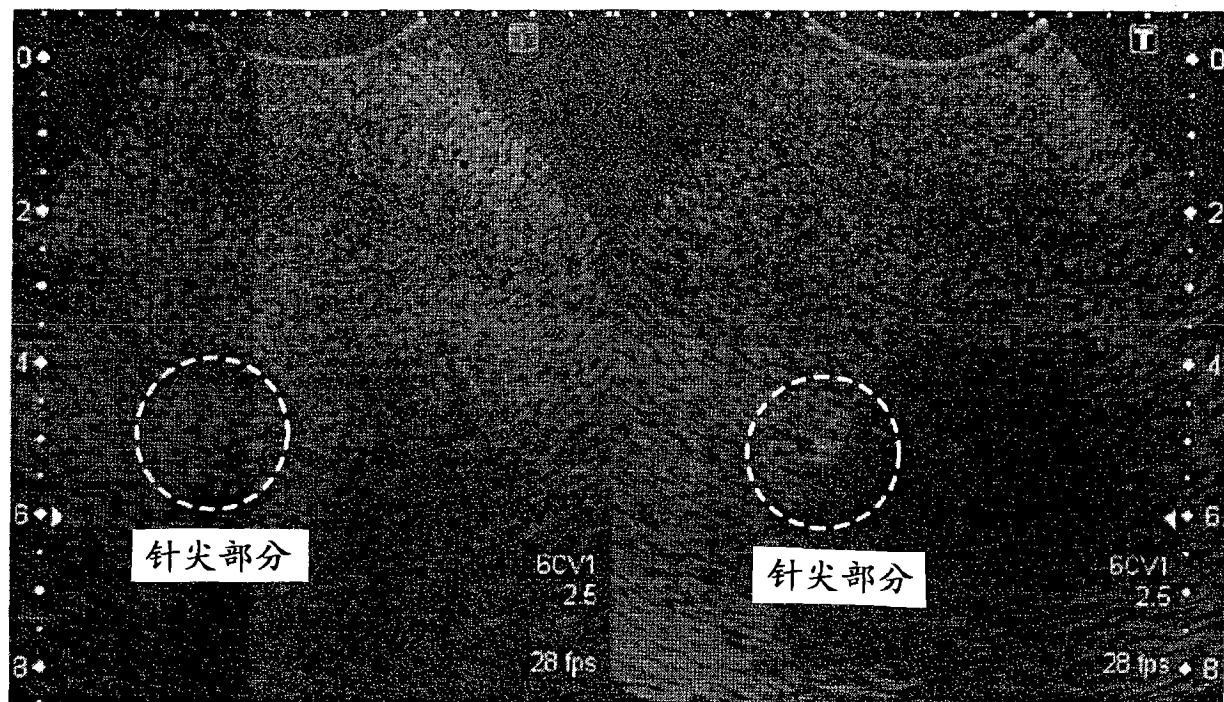


图 4

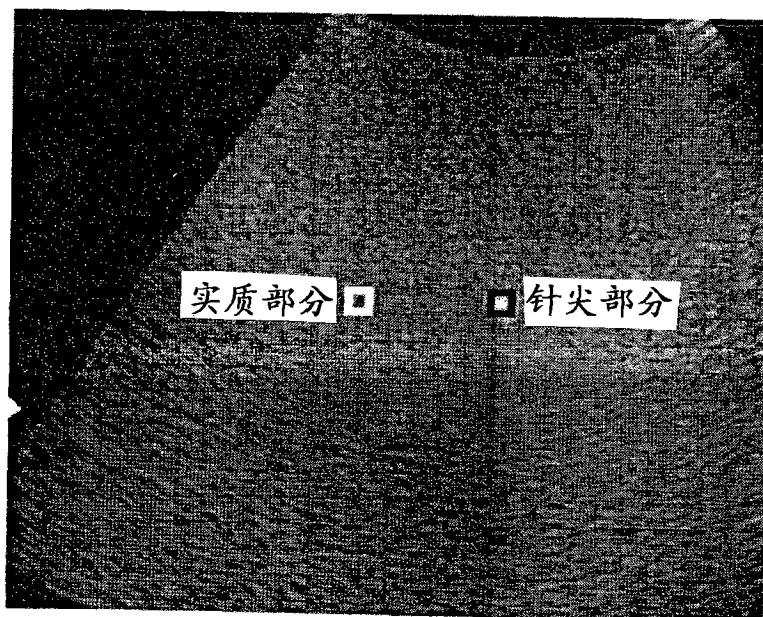


图 5

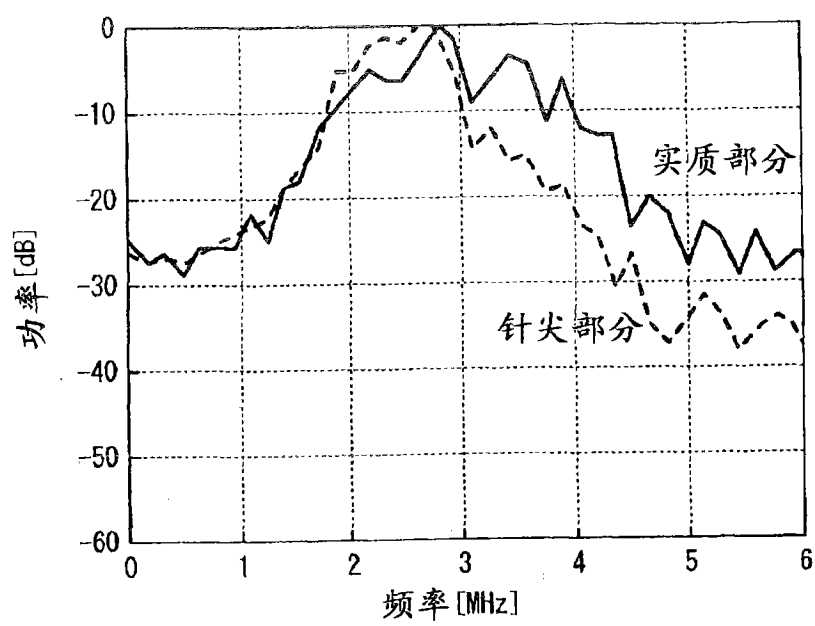
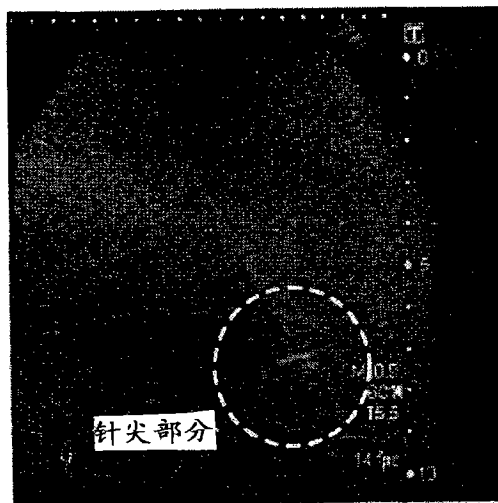
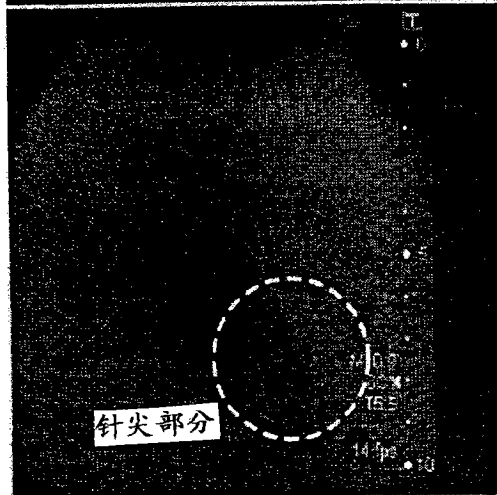
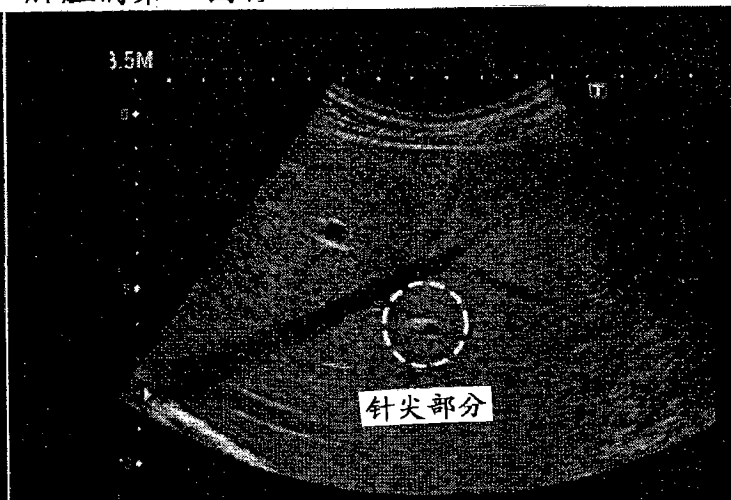


图 6

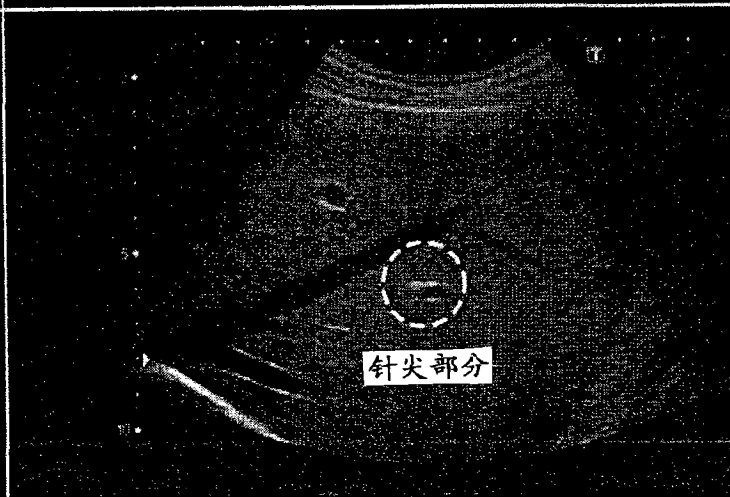
琼脂幻影的第一图像



肝脏的第一图像



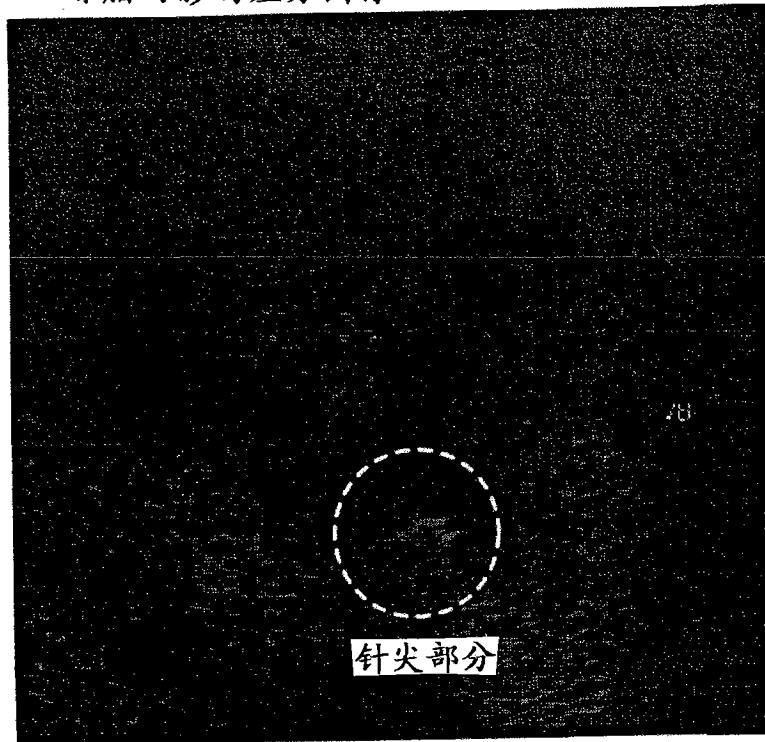
琼脂幻影的第三图像



肝脏的第三图像

图 7

琼脂幻影的差分图像



肝脏的差分图像

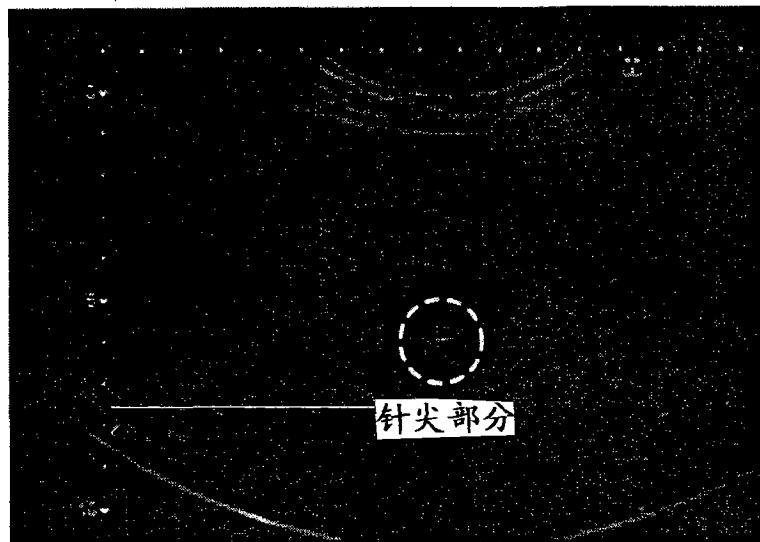


图 8

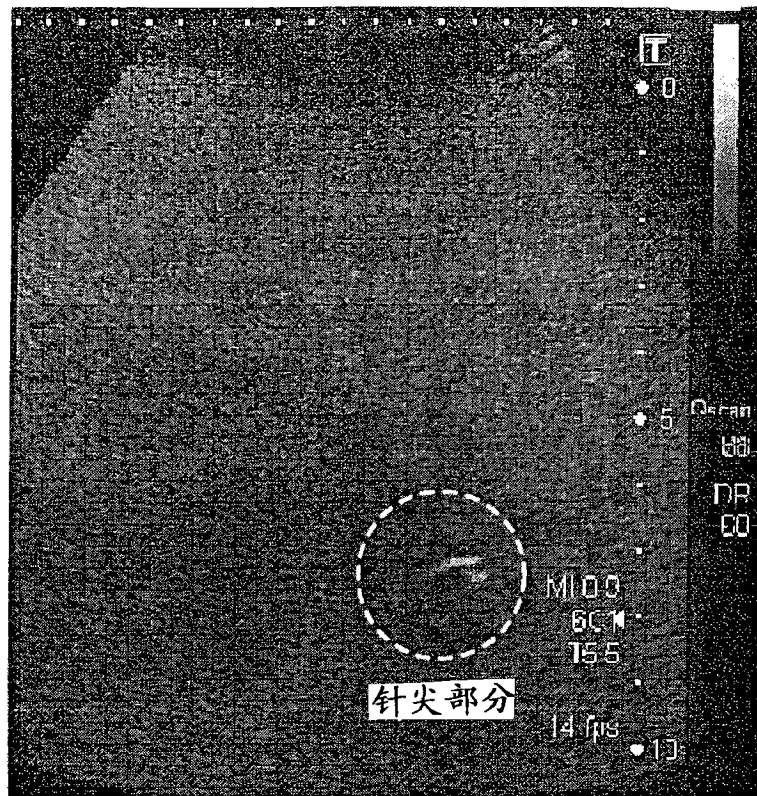


图 9

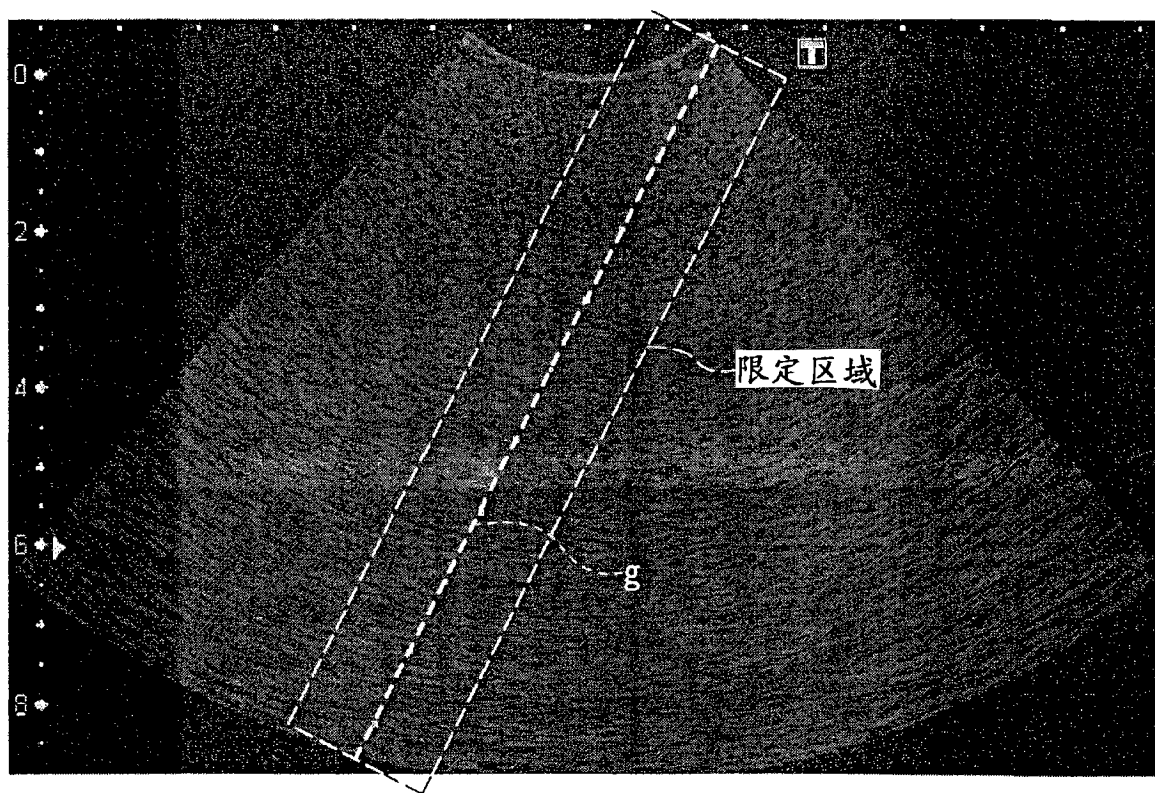


图 10

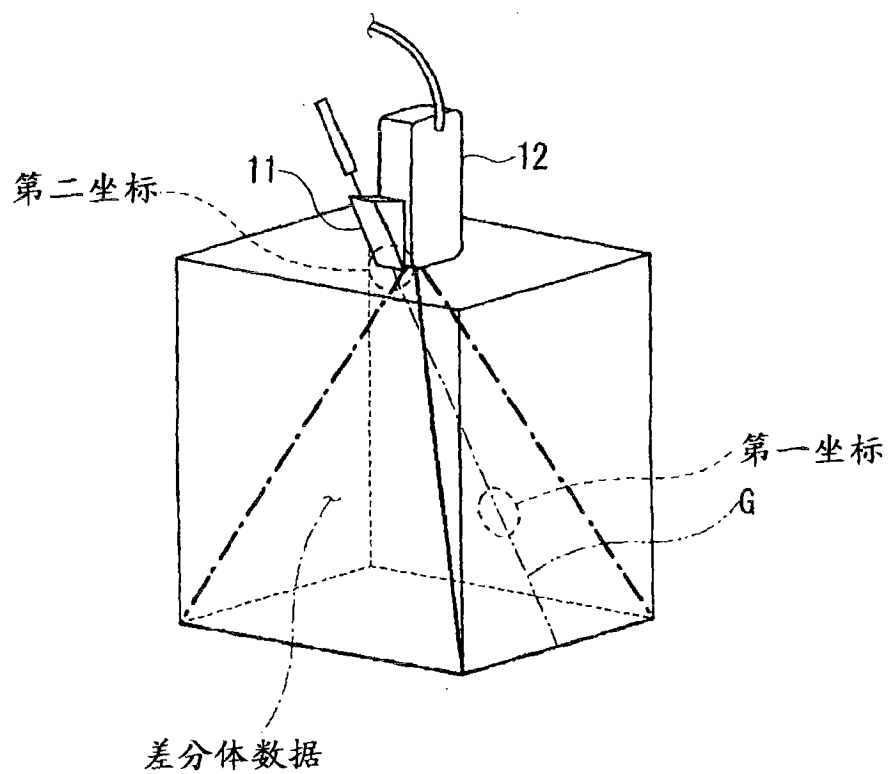


图 11

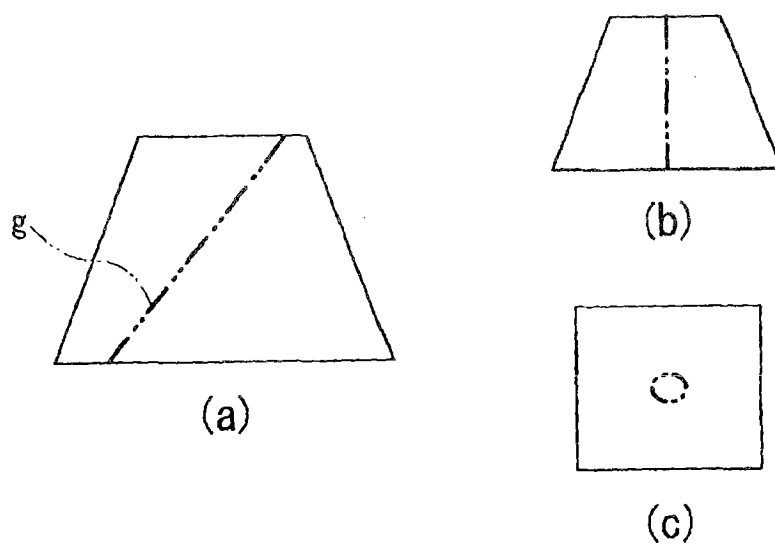


图 12

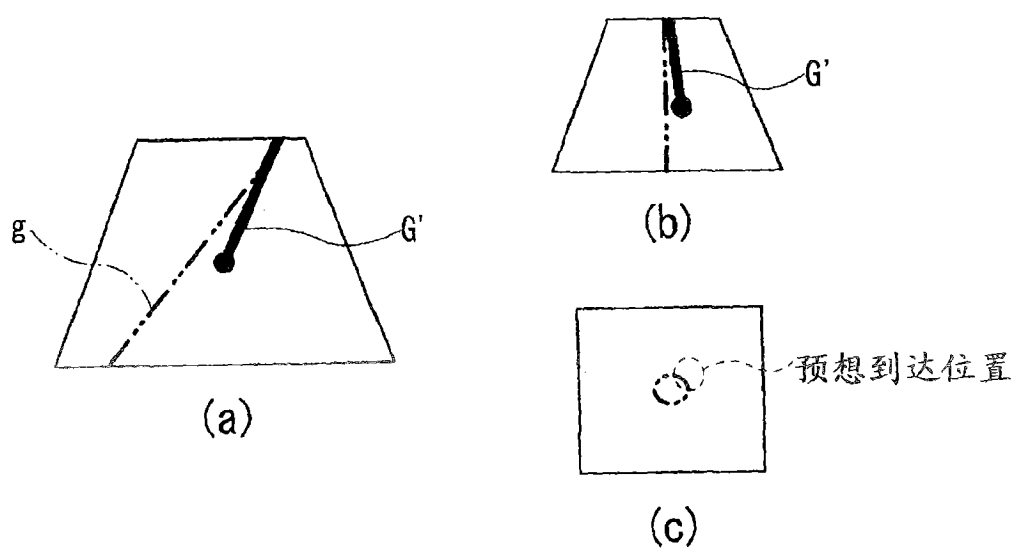


图 13

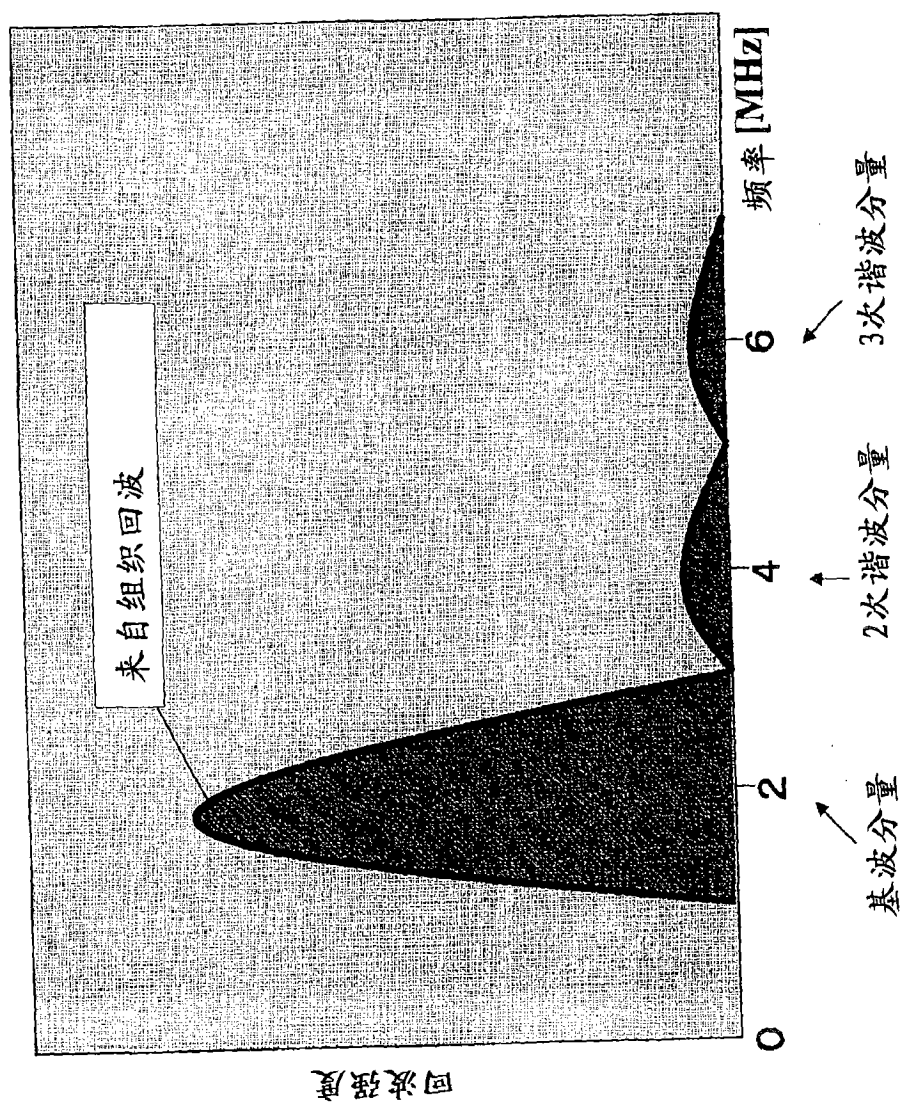


图 14

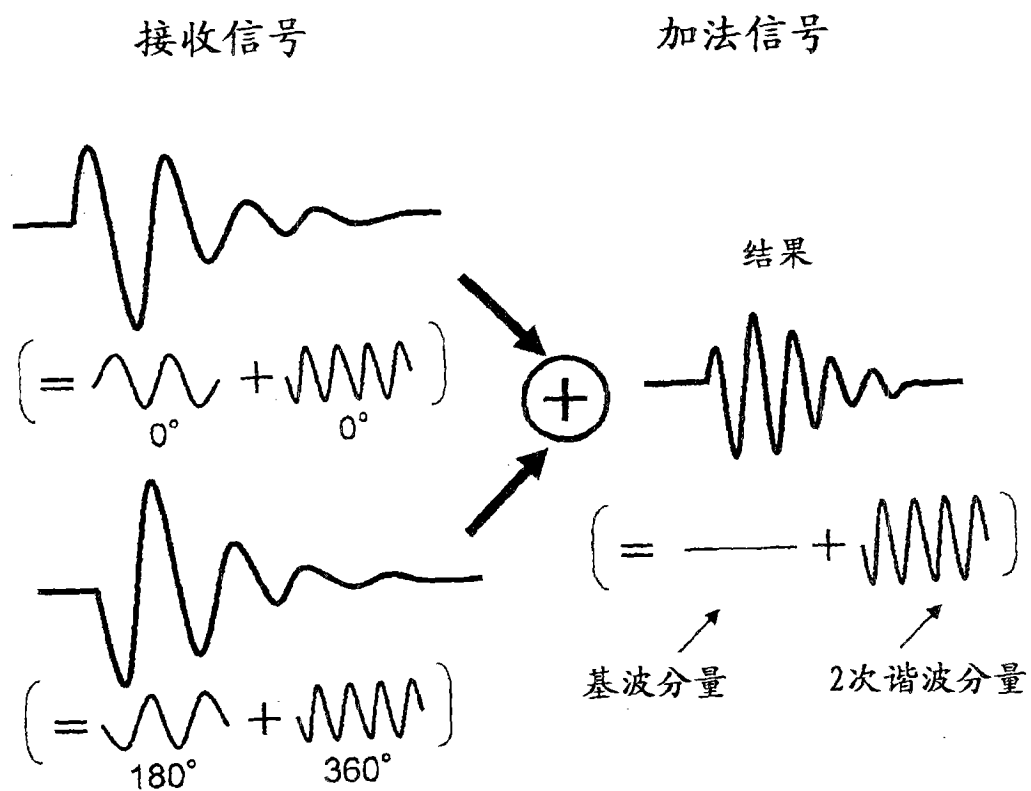


图 15