



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101094611 B

(45) 授权公告日 2010.08.18

(21) 申请号 200580045865.9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2005.12.27

A61B 8/08(2006.01)

(30) 优先权数据

000257/2005 2005.01.04 JP

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.07.03

US 5495771 A, 1996.03.05, 说明书第 11 栏
第 17 – 24 行, 第 19 栏第 60 – 67 行, 第 20 栏第
4 – 20 行, 第 22 栏第 9 – 19 行, 第 22 栏第 47 –
56 行.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2005/023886 2005.12.27

EP 1123687 A2, 2001.08.16, 说明书第
[0025], [0029], [0066] – [0070], [0096], [0141]
段、附图 1, 7, 16.

(87) PCT申请的公布数据

W02006/073088 JA 2006.07.13

审查员 陈响

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 胁康治

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李贵亮

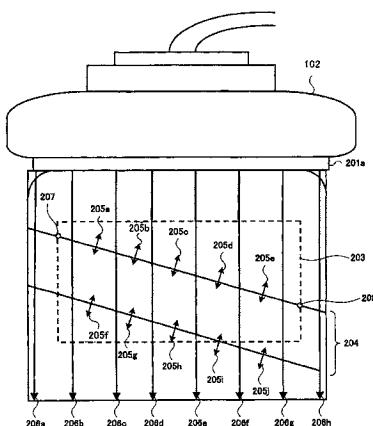
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置，包括：探头 (102)，其与被检体之间收发超声波；发送单元 (120)，其向探头 (102) 供给送波用的驱动信号；接收单元 (122)，其对从探头 (102) 输出的接收信号进行处理；位移运算部 (105)，其根据超声波收发部 (103) 的输出信号来测量生物体组织的位移；彩色 DSC (108)，其基于生物体组织的位移构成弹性像；和图像显示器 (112)，其显示弹性图像，该超声波诊断装置具有位移探索方向设定单元 (113B)，其与所述生物体组织发生位移的组织位移方向一致地设定所述位移的探索方向，彩色 DSC (108) 基于所述探索方向的位移测量值构成所述弹性图像。



1. 一种超声波诊断装置,包括:超声波探头,其与被检体之间收发超声波;发送单元,其向该超声波探头供给送波用的驱动信号;接收单元,其对从所述超声波探头输出的接收信号进行处理;弹性像构成单元,其基于根据该接收单元的输出信号测量的生物体组织的位移来构成弹性图像;和显示单元,其显示所述弹性图像,

该超声波诊断装置具有:组织位移方向的检测单元,其检测所述生物体组织发生位移的方向;和位移探索方向设定单元,其在所述超声波探头的超声波束方向上设定所述生物体组织的位移的探索方向时,向所述发送单元或所述接收单元输出使所述超声波束与检测出的所述组织位移方向一致地偏转的指令,

所述弹性像构成单元测量所述生物体组织在偏转后的超声波束方向的位移,构成所述弹性图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

包括:关心区域的设定单元,其根据所述被检体的生物体组织,设定所述位移的探索方向被预先确定了的关心区域;和关心区域的角度修正单元,其对所述关心区域进行旋转修正,使所述探索方向与所述组织位移方向一致,

所述位移探索方向设定单元向所述发送单元或所述接收单元输出:使所述超声波束与所述旋转修正后的关心区域的所述探索方向一致地进行偏转的指令。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域的设定单元根据所述被检体的生物体组织设定矩形或扇形的关心区域。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位移探索方向设定单元向所述弹性像构成单元输出:选择从所述接收单元输出的信号中对应于所述探索方向罗列的信号的指令;和基于该选择后的信号计算所述探索方向的位移的指令。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

包括:关心区域的设定单元,其根据所述被检体的生物体组织设定所述位移的探索方向被预先确定了的关心区域;和关心区域的角度修正单元,其对所述关心区域进行旋转修正,使所述探索方向与所述组织位移方向一致,

所述位移探索方向设定单元向所述弹性像构成单元输出:选择从所述接收单元输出的信号中与所述旋转修正后的关心区域的所述探索方向对应地罗列的信号的指令;和基于该选择后的信号计算所述探索方向的位移的指令。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关心区域的设定单元根据所述被检体的生物体组织设定矩形或扇形的关心区域。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位移探索方向设定单元将在所述生物体组织设定的关心区域分割为多个微小矩形关心区域,对各个所述微小矩形关心区域的所述组织位移方向进行确定,并与该组织位移方向一致地设定所述探索方向。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述组织位移方向的检测单元,将与所述生物体组织相关的断层像上被指定的两个基准点间的线段的正交方向判定为所述组织位移方向。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述组织位移方向的检测单元,执行所述生物体组织的压迫前的断层像和所述生物体组织的压迫中的断层像的相关处理,求得所述断层像上的部位的移动方向,将该移动方向判定为所述组织位移方向。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述组织位移方向的检测单元,通过多普勒运算处理根据所述接收单元的输出信号求得血流方向,将与所述血流方向正交的方向判定为所述组织位移方向。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示单元显示引导信息,该引导信息表示在所述超声波探头的超声波束方向上设定所述探索方向时,所述超声波束方向与所述组织位移方向一致时的所述超声波探头的倾斜方向或倾斜角度。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示单元显示表示所述组织位移方向的箭头图像、表示所述位移的探索方向的箭头图像、和表示所述超声波探头的超声波束方向的箭头图像中的至少一个。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示单元显示形成在所述组织位移方向和所述位移的探索方向之间的角度。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及对表现被检体的生物体组织的形变或硬度等性状的弹性图像进行拍摄的超声波摄像技术。

背景技术

[0002] 对超声波像进行拍摄的超声波诊断装置，通过向超声波探头供给送波用的驱动信号从而向被检体射出超声波，并通过超声波探头接受从被检体反射的反射回声，基于从超声波探头输出的接收信号来重构超声波图像进行显示。

[0003] 作为这样的超声波诊断装置，公知对表现被检体的生物体组织的形变或硬度等性状的弹性图像进行拍摄的装置。例如，超声波诊断装置取得向被检体施加压力时的与生物体组织相关的时间序列图像，获取所取得的时间序列图像的相关来测量生物体组织的位移，基于所测量的位移求得弹性数据（例如形变、弹性模量）来构成弹性图像。

[0004] 在测量生物体组织的位移时，作为向被检体施加压力的方法，例如公知以下方法：利用周期性对组织进行压迫的体动 (body motion)（例如血管的脉动）作为压力源的方法；手动将超声波探头按在被检体上进行压迫的方法；颤震器等压迫被检体的方法（例如专利文献 JP2000-60853）。

[0005] 可是，包括专利文献的以往的方式没有充分考虑对被检体赋予压力时生物体组织实际位移的方向（以下称作组织位移方向）和测量生物体组织的位移的弹性运算方向（以下称作位移探索方向）之间的关系。即，以往的位移探索方向例如被固定地设定在垂直于超声波收发面的方向，而组织位移方向根据针对生物体组织的压迫方向或压迫面的形状而流动地变化。因此，在测量生物体组织的位移时，在位移探索方向和组织位移方向之间存在偏差。此时，在测量值中有可能包含因所述偏差而引起的误差。若基于这样的测量值构成弹性图像，则存在该弹性图像不能忠实地再现生物体组织的性状的情况。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于实现适用于对提高生物体组织位移的测量精度而更忠实地再现生物体组织的性状的弹性图像进行拍摄的超声波诊断装置、超声波摄像程序以及超声波摄像方法。

[0007] 为了实现上述目的，本发明的超声波诊断装置，包括：超声波探头，其与被检体之间收发超声波；发送单元，其向该超声波探头供给送波用的驱动信号；接收单元，其对从所述超声波探头输出的接收信号进行处理；弹性像构成单元，其基于由该接收单元的输出信号测量的生物体组织的位移，构成弹性图像；和显示单元，其显示所述弹性图像，该超声波诊断装置还具有：组织位移方向的检测单元，其检测所述生物体组织发生位移的方向；和位移探索方向设定单元，其在所述超声波探头的超声波束方向上设定所述生物体组织的位移的探索方向时，向所述发送单元或所述接收单元输出使所述超声波束与检测出的所述组织位移方向一致地偏转的指令，所述弹性像构成单元测量所述生物体组织在偏转后的超声

波束方向的位移，构成所述弹性图像。

[0008] 根据本发明优选的实施方式，即使在位移探索方向相对于组织位移方向错开的情况下，也能使位移探索方向与组织位移方向一致。而且，若沿着位移探索方向测量生物体组织的位移，则沿着生物体组织实际位移的方向测量位移，从而提高了测量值的精度。通过基于这样的测量值构成弹性图像，从而降低弹性图像中产生的人为因素。其结果获得忠实地再现生物体组织的性状的高品质的弹性图像。

[0009] 另外，本发明超声波摄像程序，其使控制用计算机执行以下步骤：与被检体的生物体组织发生位移的组织位移方向一致地设定所述位移的探索方向的设定步骤；向与所述被检体之间收发超声波的超声波探头供给送波用的驱动信号的步骤；对从所述超声波探头输出的接收信号进行处理的步骤；由所述接收处理后的信号对所述探索方向上的位移进行测量的步骤；基于所述位移的测量值构成弹性图像的步骤；和显示所述弹性图像的步骤。

[0010] 另外，本发明的超声波摄像方法包括：与被检体的生物体组织发生位移的组织位移方向一致地设定所述位移的探索方向的设定步骤；向与所述被检体之间收发超声波的超声波探头供给送波用的驱动信号的步骤；对从所述超声波探头输出的接收信号进行处理的步骤；由所述接收处理后的信号对所述探索方向上的位移进行测量的步骤；基于所述位移的测量值构成弹性图像的步骤；和显示所述弹性图像的步骤。

附图说明

[0011] 图 1 是表示应用了本发明的一实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。

[0012] 图 2 是表示图 1 的控制运算部的构成的图。

[0013] 图 3 是表示位移探索方向和组织位移方向不同时的弹性像摄像形态的图。

[0014] 图 4 是表示位移探索方向和组织位移方向一致时的弹性像摄像形态的图。

[0015] 图 5 是表示对探索方向的位移进行运算的处理的图。

[0016] 图 6 是表示针对各种血管的关心区域的设定例的图。

[0017] 图 7 是表示对组织位移方向进行自动检测的处理的图。

[0018] 图 8 是表示使设定在关心区域的位移探索方向与组织位移方向一致时的弹性像摄像形态的图。

[0019] 图 9 是表示对组织位移方向进行自动检测的其他处理的图。

[0020] 图 10 是表示显示超声波探头的倾斜方向与倾斜角度的引导信息的显示例的图。

[0021] 图 11 是表示显示了引导信息的形态的图，其中引导信息表示在关心区域排列的角度信息。

具体实施方式

[0022] 参照附图，对应用了本发明的超声波诊断装置及超声波摄像方法的实施方式进行说明。图 1 是本实施方式的超声波诊断装置的框图。图 2 是表示图 1 的控制运算部的构成的图。

[0023] 如图 1 和图 2 所示，超声波诊断装置包括：在和被检体 101 之间收发超声波的超声波探头（以下称作探头 102）；向探头 102 供给送波用的驱动信号，并且处理从探头 102 输出的接收信号的超声波收发部 103；基于根据超声波收发部 103 的输出信号而测量的生物

体组织的位移来构成弹性图像的弹性图像构成单元;和作为显示弹性图像的显示单元的图像显示器 112 等。这里所说的弹性图像构成单元包括:位移运算部 105;形变运算部 106;弹性模量运算部 107;彩色数字扫描变换器 108(以下称作彩色 DSC108)等。另外,设有控制运算部 113,其向超声波收发部 103 或弹性图像构成单元等输出控制指令。

[0024] 然后,如图 2 所示,应用于本实施方式的超声波诊断装置的控制运算部 113 安装有位移探索方向的设定单元 113B。在拍摄弹性图像时,位移探索方向的设定单元 113B 将测量被检体 101 的生物体组织的位移的弹性运算方向(以下称作位移探索方向)设定得与生物体组织实际位移的方向(以下称作组织位移方向)一致。接着,位移探索方向的设定单元 113B 使弹性图像构成单元测量设定后的位移探索方向上的生物体组织的位移。

[0025] 由此,即使在位移探索方向相对于组织位移方向错位的情况下,也能使位移探索方向与组织位移方向一致。因此,由于沿着生物体组织实际位移的方向测量位移,所以提高了测量值的精度。通过基于这样的测量值来构成弹性图像,从而能在弹性图像中忠实地再现生物体组织的性状。

[0026] 对本实施方式的超声波诊断装置更详细地进行说明。超声波诊断装置大致被划分为超声波收发系统、断层像摄像系统、弹性图像摄像系统、显示系统、控制系统。

[0027] 超声波收发系统具备探头 102 和超声波收发部 103。探头 102 具有超声波收发面,通过以机械或电子方式进行射束扫描而在和被检体 101 之间收发超声波。超声波收发面排列配置有多个振动器。各振动器相互变换电信号和超声波。另外,探头 102 在超声波收发面配置有压力传感器。压力传感器检测施加在超声波收发面上的压力并输出到压力测量部。压力测量部将压力数据输出到形变运算部 106 或弹性模量运算部 107。

[0028] 如图 2 所示,超声波收发部 103 包括:发送单元 120,其经收发单元 121 向探头 102 供给送波用的驱动信号(脉冲);和接收单元 122,其接收经收发单元 121 从探头 102 输出的接收信号。

[0029] 超声波收发部 103 的发送单元 120 具有:将驱动探头 102 的振动器来产生超声波的驱动信号即送波脉冲以设定间隔进行发送的电路、和对从探头 102 射出的超声波送波射束的汇聚点的深度进行设定的电路。这里,本实施方式的发送单元 120 按照选择经收发单元 121 供给脉冲的振动器组,并且沿组织位移方向扫描从探头 102 发送的超声波射束的方式,控制产生送波脉冲的定时。即,发送单元 102 通过控制该脉冲信号的延迟时间来控制超声波射束的扫描方向。

[0030] 超声波收发部 103 的接收单元 122 具有:对经收发单元 121 从探头 102 输出的信号以规定的增益放大而生成 RF 信号即接收回声信号的电路、和对 RF 信号的相位进行调相相加并以时间序列生成 RF 信号数据的电路。这样的接收单元 122 对经收发单元 121 从探头 102 发送来的超声波射束而获得的接收回声信号赋予规定的延迟时间,使相位一致后进行调相相加。

[0031] 断层像摄像系统具备断层像构成部 104。断层像构成部 104 具有信号处理部和黑白扫描转换器。信号处理部通过对从超声波收发部 103 输出的 RF 信号实施图像处理,从而构成与被检体 101 有关的浓淡断层像数据(例如,黑白断层像数据)。这里所说的图像处理是增益补正、对数压缩(logcompression)、检波、增强轮廓、滤波处理等。黑白扫描转换器以帧为单位读出存储于帧存储器中的与被检体 101 有关的断层像数据,并与电视同步地输出

读出的断层像数据。这里的黑白扫描转换器包括：将从信号处理部输出的断层像数据变换为数字信号的 A/D 转换器；以时间序列存储被数字化的多个断层像数据的帧存储器；输出从帧存储器读出断层像数据的指令的控制器。

[0032] 弹性图像摄像系统具备：从超声波收发部 103 的输出侧分支设置的位移运算部 105；形变运算部 106；弹性模量运算部 107；和彩色 DSC108。

[0033] 位移运算部 105 基于从超声波收发部 103 输出的 RF 信号数据来测量被检体 101 的生物体组织。该位移运算部 105 具有 RF 信号选择部、计算部、和滤波部。

[0034] 位移运算部 105 的 RF 信号选择部具有帧存储器和选择部。该 RF 信号选择部将从超声波收发部 103 输出的时间序列的 RF 信号数据存储于帧存储器，从存储后的 RF 信号帧数据群通过选择部选择 1 组即 2 个 RF 信号帧数据。更具体而言，RF 信号选择部按照图像帧速率顺次在帧存储器中确保从超声波收发部 103 输出的时间序列的 RF 信号数据。然后，RF 信号选择部根据从控制运算部 113 输出的指令，从存储于帧存储器的 RF 信号数据群当中选择作为第一数据的 RF 信号帧数据 (N)。接着，RF 信号选择部根据从控制运算部 113 输出的指令，从存储于帧存储器的 RF 信号数据群当中选择作为第二数据的 RF 信号帧数据 (X)。这里的 RF 信号帧数据 (X) 与 RF 信号帧数据 (N) 相比，是从时间上先存储于帧存储器的 RF 信号帧数据群 (N-1, N-2, N-3, ..., N-M) 中选择出来的。另外，N, M, X 是作为与 RF 信号帧数据相关联的索引号码的自然数。

[0035] 位移运算部 105 的计算部根据 1 组 RF 信号帧数据求得生物体组织的位移探索方向上的位移。更具体而言，该计算部在通过 RF 信号选择部选择出的第一 RF 信号帧数据 (N) 和第二 RF 信号帧数据 (X) 之间执行一维或二维的相关处理。例如，计算部通过采用块匹配法作为相关处理，从而求得与断层像的各像素对应的生物体组织的位移探索方向上的位移或移动向量（以下统称为位移）。这里的移动向量是与位移的方向和大小相关的一维或二维位移分布。块匹配法是指，将像素例如分为由 $N \times N$ 像素构成的块，着眼于关心区域内的块，从时间上过去的帧探求与关注后的块相近的块，参照该块通过预测编码即差分来决定标本值。

[0036] 另外，位移运算部 105 的滤波部具有使从位移计算部输出的生物体组织的位移的偏差平均化的滤波电路，并实施用于顺畅执行后段的信号处理的预处理。

[0037] 形变运算部 106 对从位移运算部 105 输出的生物体组织的移动量例如位移 ΔL 进行空间微分而求出生物体组织的形变数据 ($S = \Delta L / \Delta X$)。另外，弹性模量运算部 107 通过用位移的变化除压力变化，从而求出生物体组织的弹性模量数据。例如，弹性模量运算部 107 由压力测量部求得施加于探头 102 的超声波收发面的压力 ΔP 。接着，弹性模量运算部 107 基于压力 ΔP 和位移 $/ \Delta L$ ，例如求得杨氏模量 Y_m ($Y_m = (\Delta P) / (\Delta L/L)$ 作为弹性模量数据。这样，弹性模量运算部 107 通过对对应于断层像的各点，分别求得弹性模量数据，从而获得二维的弹性图像数据。另外，杨氏模量是指，施加于物体的单纯拉伸应力和与拉伸平行产生的形变的比。另外，包括形变数据和弹性模量数据适当统称为弹性数据，将以帧为单位的弹性数据适当称为弹性帧数据。

[0038] 彩色 DSC108 基于从形变运算部 106 或弹性模量运算部 107 输出的弹性数据，构成与被检体 101 的生物体组织相关的彩色弹性图像。例如，彩色 DSC108 具有弹性数据处理部、彩色扫描转换器、和帧存储器。弹性数据处理部将从形变运算部 106 或弹性模量运算部

107 输出的弹性帧数据存储于帧存储器。弹性数据处理部根据从控制运算部 113 输出的指令,对从帧存储器读出的弹性帧数据实施图像处理。

[0039] 彩色 DSC108 的彩色扫描转换器是基于色彩图对从弹性数据处理部输出的弹性帧数据执行色调变换处理的色调变换部。这里的色彩图是使由光的三原色即红 (R)、绿 (G)、蓝 (B) 所决定的色泽信息与弹性数据的大小相关联的图。另外,红 (R)、绿 (G)、蓝 (B) 分别具有 256 灰度,随着接近 255 的灰度,表现为高亮度,随着接近 0 灰度,表现为低亮度。

[0040] 例如,彩色 DSC108 的彩色扫描转换器在从弹性数据处理部输出的形变数据小时变换为红色代码,并且在形变数据大时变换为蓝色代码并存储于帧存储器。然后,彩色扫描转换器根据控制指令从帧存储器与电视同步地读出弹性帧数据并显示于图像显示器 112。基于这里的色调变换后的弹性帧数据的弹性图像是以红色系描绘生物体组织硬的部位(例如肿瘤),以蓝色系描绘硬的部位周围的部位。通过视觉辨认这样的弹性图像,从而能在视觉上例如掌握肿瘤的宽度或大小。另外,彩色 DSC108 经控制运算部 113 连接键盘等操作部 114。根据经操作部 114 输入的指令,彩色 DSC108 可以改变色彩图的颜色等。

[0041] 显示系统包括图形部 (graphic section) 109、色标产生部 110、图像合成部 111、和图像显示器 112 等。图形部 109 生成断层像或弹性图像以外的图像(例如,画面的框架或图形用户界面)。色标产生部 110 生成色泽的变化随着阶段而显示的色标。这里的色标可以对应于彩色 DSC108 的色彩图。

[0042] 图像合成部 111 将从断层像构成部 104 输出的断层像、从彩色 DSC108 输出的弹性图像、从图形部 109 输出的图像、从色标产生部 110 输出的色标合成而生成一个超声波像。例如,图像合成部 111 具有帧存储器、图像处理部和图像选择部。这里的帧存储器存储从断层像构成部 104 输出的断层像、从彩色 DSC108 输出的弹性图像、从图形部 109 输出的框架图像、从色标产生部 110 输出的色标。图像处理部根据控制指令从帧存储器读出断层像或弹性图像,对在断层像或弹性图像的相同坐标系下相互对应的像素,以设定比例相加并合成该各像素的亮度信息、色泽信息。即,图像处理部在同一坐标系中使弹性图像相对地重叠于断层像上。图像选择部根据控制指令从存储于帧存储器中的图像群中选择在图像显示器 112 上显示的图像。图像显示器 112 具有对从图像合成部 111 输出的图像数据进行显示的监视器等。

[0043] 如图 2 所示,控制系统具备控制运算部 113 和操作部 114 等。控制运算部 113 包括:基本控制单元 113A、位移探索方向的设定单元 113B、组织位移方向的检测单元 113C、关心区域的设定单元 113D、关心区域的角度修正单元 113E、和引导信息的生成单元 113F。

[0044] 基本控制单元 113A 对超声波收发系统、断层像摄像系统、弹性图像摄像系统、显示系统输出各种控制指令。位移探索方向的设定单元 113B 在位移探索方向相对于组织位移方向错开时,进行重新设定使位移探索方向与组织位移方向一致。这里的位移探索方向是指,在测量被检体 101 的生物体组织的位移时应成为基准的弹性数据运算方向。组织位移方向的检测单元 113C 对在对被检体 101 的生物体组织施加压力时生物体组织实际位移的组织位移方向进行检测。关心区域的设定单元 113D 根据经操作部 114 输入的指令,在显示于图像显示器 112 的断层像设定关心区域 (ROI :Region Of Interest)。关心区域的角度修正单元 113E 通过使由设定单元 113D 设定的关心区域旋转,从而来修正关心区域的设定角度。引导信息的生成单元 113F 生成表示位移探索方向与组织位移方向一致时的探头

102 的倾斜的引导信息等并显示于图像显示器 112。另外，操作部 114 具有作为各种设定用的接口的键盘或指示器等。

[0045] 下面，参照附图对本实施方式的控制运算部 113 进行更详细的说明。

[0046] (实施例 1)

[0047] 本实施例是半自动指定组织位移方向，并在与该组织位移方向一致设定的位移探索方向上使超声波束偏转的例子。图 3 是表示位移探索方向与组织位移方向之间产生偏差的形态的示意图。图 4 是表示使位移探索方向与组织位移方向一致的形态的示意图。

[0048] 如图 3 所示，探头 102 的超声波收发面 201a 与被检体 101 的例如体表接触。这里的位移探索方向 206a ~ 206h 被初始设定在由探头 102 收发的超声波束方向、即与超声波收发面 201a 大致垂直的方向。另外，设被检体 101 内的血管 (blood vessel) 204 以相对于超声波收发面 201a 倾斜的直线状存在。而且，如图虚线所示，应获得弹性图像的生物体组织的关心区域 203 被设定成长边部相对于超声波收发面 201a 大致平行的矩形即长方形。另外，这里的关心区域 203 根据经操作部 114 输入的指令而设定于在图像显示器 112 显示的断层像上。

[0049] 在图 3 所示的形态中，通过血管 204 的周期性脉动，压迫血管 204 周边的组织。其周边组织中关心区域 203 内的生物体组织的位移通过位移运算部 205 测量。基于位移的测量值，通过形变运算部 106 或弹性模量运算部 107 算出弹性数据。然后基于弹性数据的计算值，通过彩色 DSC108 构成弹性图像。

[0050] 但是，在图 3 所示的例子中，在测量关心区域 203 内的生物体组织的位移时，位移探索方向 206a ~ 206h 是超声波束方向即关心区域 203 的短边方向，而基于血管 204 脉动的组织位移方向 205a ~ 205j 是血管 204 的径向。由此，位移探索方向 206a ~ 206h 和组织位移方向 205a ~ 205j 以规定角度交叉。即，在位移探索方向 206a ~ 206h 和组织位移方向 205a ~ 205j 之间产生偏差。若在这样的状态下测量生物体组织的位移，则存在例如因对所述偏差进行修正的运算精度的限制，而可能导致位移测量值中包含误差。

[0051] 因此，本实施例，通过半自动地修正关心区域 203 的角度，从而与组织位移方向一致地指定位移探索方向。更具体而言，如图 3 所示，操作者一边视觉辨认在图像显示器 112 上显示的断层像，一边经操作部 114，分别在血管 204 的上侧缘部和关心区域 203 的短边部相交的两处指定基准点（以下称作交叉点 207、208）。另外，也可以取代上侧缘部而指定下侧缘部与短边部的交叉点。另外，交叉点 207、208 也可以利用断层像的亮度设定。即，在图像显示器 112 的画面中，血管 204 的壁面以高亮度显示。控制运算部 113 利用该亮度特性，将血管 204 的壁面形成的高亮度线和关心区域 203 的交点设定为交叉点 207、208。

[0052] 指定交叉点 207、208 后，如图 4 所示，组织位移方向的检测单元 113C 将与连接交叉点 207、208 间的线段正交的方向判断为组织位移方向。即，在本实施例中，通过指定交叉点 207、208，半自动地检测组织位移方向。

[0053] 然后，关心区域的角度修正单元 113E 对关心区域 203 进行旋转修正，以使连接交叉点 207、208 间的线段的正交方向和关心区域 203 的短边方向的偏差为 0。即，关心区域的角度修正单元 113E 重新设定短边方向与连接交叉点 207、208 间的线段的正交方向一致的关心区域 308。接着，位移探索方向的设定单元 113B 通过使位移探索方向 206a ~ 206h 与关心区域 308 的短边方向一致地进行修正，由此指定新的位移探索方向 306a ~ 306f。超

声波收发部 103 与位移探索方向 306a ~ 306f 一致地使超声波束偏转。然后,位移运算部 105 基于沿着位移探索方向 306a ~ 306f 罗列的接收信号,测量位移探索方向 306a ~ 306f 上的生物体组织的位移。

[0054] 图 5 是表示对位移探索方向与组织位移方向一致时的生物体组织的位移进行测量的例子的图。图 5 所示的关心区域 501 是通过关心区域的角度修正单元 113E 对原来的关心区域进行了角度修正而得到的平行四边形。这里的组织位移方向是指沿着关心区域 501 的倾斜侧边的方向、即在关心区域 501 中箭头所示的方向。位移探索方向通过位移探索方向的设定单元 113B 而被重新设定为沿着关心区域 501 的倾斜侧边的方向。总而言之,这里的关心区域 501 中,位移探索方向与组织位移方向一致。

[0055] 首先,超声波收发部 103 通过经探头 102 与位移探索方向一致地收发超声波束,从而获得时间序列的接收信号。接着,位移运算部 105 选择当前取得的 RF 信号帧数据 (N) 502 作为第一数据。这里的 RF 信号帧数据 (N) 502 是按照关心区域 501 的侧边的倾斜方向、即位移探索方向罗列的信号群。位移运算部 105 也选择在时间上过去取得的 RF 信号帧数据 (X) 503。这里的 RF 信号帧数据 (X) 503 也是按照关心区域 501 的侧边的倾斜方向、即位移探索方向罗列的信号群。而且,位移运算部 105 通过对 RF 信号帧数据 (N) 502 和 RF 信号帧数据 (X) 503 执行相关处理,从而来测量位移探索方向上的生物体组织的移动量即位移量。

[0056] 根据本实施例,如图 2 和图 3 所示,即使位移探索方向 206a ~ 206h 相对于组织位移方向 205a ~ 205j 错开的情况下,也可重新设定与组织位移方向 205a ~ 205j 一致的位移探索方向 306a ~ 306f。由此,若沿着位移探索方向 306a ~ 306f 测量生物体组织的位移,则可沿着生物体组织实际位移的方向测量位移,所以提高了位移测量值的精度。基于这样的测量值构成弹性图像,从而降低了弹性图像中产生的人为因素 (art fact)。其结果,不受压迫生物体组织的方向或压迫生物体组织的面的形状等限制,能获得忠实再现生物体组织的形变或硬度等的性状的高品质弹性图像。

[0057] 例如,公知甲状腺部位由于颈动脉的拍动而使周边组织产生形变。由此,在拍摄与甲状腺部位相关的弹性像时,测量因颈动脉的拍动而形变的周边组织的位移,可基于位移的测量值构成弹性像。但是,颈动脉相对于探头 102 的超声波收发面倾斜存在时等,会在位移探索方向和组织位移方向之间产生偏差。由于根据本实施例,通过使位移探索方向与组织位移方向一致,从而可以提高生物体组织的位移的测量精度,所以能获得有用的临床数据。

[0058] 图 6 是表示对各种血管设定关心区域的状态例子的图。图 6(A) 以及图 6(C) 表示血管相对于超声波收发面倾斜存在的状态。该情况下关心区域 (ROI) 被设定成其短边方向相对于血管的长度方向垂直。然后,与关心区域的短边方向即组织位移方向一致地设定位移探索方向。即,位移探索方向与组织位移方向一致。另外,在图 6(C) 所示的情况下,由于血管相对于图 6(A) 所示的血管向相反方向倾斜,所以通过向图 6(A) 的情况的相反方向旋转修正关心区域,从而使位移探索方向与组织位移方向一致。图 6(B) 表示血管相对于超声波收发面平行存在的状态。在该情况下,由于关心区域的短边方向即位移探索方向与组织位移方向一致,所以不需要进行关心区域的角度修正。

[0059] 另外,图 6(D) 表示血管相对于超声波收发面弯曲存在的状态。在该情况下,关心区域被设定成具有与血管的曲部的曲率对应的弧的扇形。位移探索方向的设定单元 113B

重新设定与关心区域的弧的切线垂直的方向作为位移探索方向。超声波收发部 103 根据关心区域的弧渐渐变更超声波束方向的同时，收发超声波束。由此，即使血管相对于超声波收发面弯曲存在的情况下，也可按照因血管的弯曲引起的组织位移方向的变化使位移探索方向一致。

[0060] 该扇形的关心区域是通过连接多个微小矩形关心区域而生成。例如，如图 6(D) 右图所示，通过使用与图 2、图 3、图 6(A) ~ 图 6(C) 同样的方法，从而使三个微小矩形关心区域 ROI1 ~ ROI3 等的短边方向和血管的切线方向一致，并且使长度方向和与血管切线垂直的方向一致，沿着血管分割微小矩形关心区域 ROI1 ~ ROI3 而设定多个。这样遍及扇形的关心区域整体设定多个微小矩形关心区域。另外，该微小矩形关心区域被设定在可以忽略血管的曲率形状的范围。

[0061] 然后，与各微小矩形关心区域 ROI1、ROI2、ROI3 等的长度方向即组织位移方向一致地设定位移探索方向。由此，在各微小矩形关心区域能够使位移探索方向和组织位移方向一致。即，能够遍及整个扇形关心区域使位移探索方向和组织位移方向一致。根据这样的关心区域的设定方法，不管血管形状是扇形还是多么复杂的形状都能应对。

[0062] 另外，在本例中，将血管 204 的拍动作为压力源，取得通过血管 204 的拍动进行压迫时的生物体组织的弹性图像，但并非限于这样的方式。例如，即使在用手动按压压迫与被检体 101 的体表接触的探头 102 的方式、用与被检体 101 的体表接触的颤震器进行压迫的方式也能应用本发明。总而言之，在位移探索方向和组织位移方向之间产生偏差的情况下应用本发明即可。

[0063] (实施例 2)

[0064] 本实施例与使超声波束本身偏转的实施例 1 的不同点在于，在使位移探索方向和组织位移方向一致时，仅使在关心区域内预先设定的弹性运算方向即关心区域内的位移探索方向与组织位移方向一致。

[0065] 图 7 是用于说明本实施例的位移探索方向的设定单元 113B 的动作的图。图 7 所示的方式与图 4 所示的方式不同之处在于，超声波束的射出方向相对于超声波收发面 201a 垂直。

[0066] 在拍摄被检体 101 的生物体组织的弹性图像时，首先，超声波收发部 103 通过相对于超声波收发面 201a 垂直地收发超声波束而获得与被检体 101 相关的信号。这里，本实施例的位移探索方向的设定单元 113B，与组织位移方向 205a ~ 205j 一致地设定在关心区域 303 中预先设定的位移探索方向。然后，位移探索方向的设定单元 113B 向位移运算部 105 输出：选择超声波收发部 103 输出的信号中对应于所述修正后的位移探索方向罗列的信号的指令；和基于修正后的信号测量生物体组织的位移探索方向上的位移的指令。

[0067] 即，从超声波收发部 103 的输出信号选择与组织位移方向 205a ~ 205j 对应的信号并执行弹性运算，则仅使关心区域 303 内的位移探索方向与组织位移方向一致。由此，根据本实施例，在使位移探索方向与组织位移方向一致时，即使不使超声波束偏转，也能使关心区域 303 中的位移探索方向和组织位移方向一致。其结果，除了与实施例 1 同样的效果外，还能简单地对应于生物体组织的复杂活动使位移探索方向与组织位移方向一致。

[0068] (实施例 3)

[0069] 本实施例与半自动地指定组织位移方向的实施例 1 不同点在于，自动检测组织位

移方向。由此,以该不同点为中心进行说明。

[0070] 图8是表示图2的组织位移方向的检测单元113C动作例子的示意图。图8的横轴表示与超声波收发面201a大致平行的方向的被检体坐标轴。纵轴表示与超声波收发面201a大致垂直的方向的被检体坐标轴。横轴以及纵轴各自的单位是毫米(mm)。

[0071] 如图8所示,组织位移方向的检测单元113C对施加压力给生物体组织前和后的断层像,基于与各像素对应的信号以宽范围执行相关运算。更具体而言,检测单元113C取得对生物体组织施加压力前的信号601。这里的信号601的位置是纵向1[mm]、横向1[mm]。然后,检测单元113C通过相关处理检测对生物体组织施加压力时的信号601的移动目的地,并基于检测结果判定组织位移方向。

[0072] 例如,当检测单元113C检测到信号601的移动目的地为信号602的位置(纵向8[mm],横向1[mm])时,判断组织位移方向为纵向(例如0度)。另外,当检测单元113C检测到信号601的移动目的地为信号603的位置(纵向1[mm],横向8[mm])时,判断组织位移方向为横向(例如90度)。另外,当检测单元113C检测到信号601的移动目的地为信号604的位置(纵向8[mm],横向8[mm])时,判断组织位移方向为斜向(例如45度)。检测单元113C按照坐标执行组织位移方向的检测处理,并检测各坐标的检测值平均后的值作为组织位移方向。该组织位移方向被输出到关心区域的角度修正单元113E或位移探索方向的设定单元113B。另外,使位移探索方向与组织位移方向一致地检测生物体组织的位移的处理与实施例1同样。

[0073] 即,当拍摄甲状腺等的弹性图像时,存在对甲状腺的组织在纵向施加压力而组织在横向发生位移的情况等,从而难以掌握组织位移方向。关于这一点,根据本实施例,由于可以客观且定量地自动检测组织位移方向,所以能进一步提高生物体组织的位移测量精度。

[0074] (实施例4)

[0075] 本实施例与实施例3的不同点在于,在自动检测组织位移方向时,利用血管的血流方向。由此,以不同点为中心进行说明。

[0076] 本实施例的超声波诊断装置如图1所示,设有多普勒像构成部900。多普勒像构成部900基于从超声波收发部103取出的时间序列的接收信号对多普勒偏移进行运算,由该多普勒偏移构成多普勒像(例如彩色血流像)。然后,本实施例的位移探索方向的设定单元113B基于由多普勒像构成部900可判定的血流方向,确定与组织位移方向一致的位移探索方向。

[0077] 图9是用于说明本实施例的位移探索方向的设定单元113B的动作的图。首先,图9A是将彩色血流像重叠于图3的血管204来显示的图。这里的彩色血流像从多普勒像构成部900经图像合成部111被输出到图像显示器112。

[0078] 图9B是表示基于血流方向与组织位移方向一致地设定位移探索方向的形态的示意图。组织位移方向的检测单元113C基于图9A所示彩色血流像检测血流方向,将与该血流方向正交的方向判定为组织位移方向。位移探索方向的设定单元113B与由检测单元113C判定的组织位移方向一致地确定位移探索方向。另外,关心区域303的设定处理或旋转修正处理、按照位移探索方向使超声波束方向偏转的处理等与实施例1相同。另外,如在实施例2中说明的那样,也可以采用使关心区域303的位移探索方向与组织位移方向一致的处

理。

[0079] 根据本实施例,由于能够基于从多普勒血流像检测出的血流方向自动判定组织位移方向,所以使组织位移方向与位移探索方向一致的操作变得简单。例如,即使血管以弯曲复杂的状态存在于被检体 101 中时,也能基于与该血管相关的多普勒血流像简单地确定位移探索方向。

[0080] (实施例 5)

[0081] 本实施例与使通过探头 102 收发的超声波束偏转的实施例 1 的不同点在于,在使位移探索方向与组织位移方向一致时,用手动调整探头 102 的倾斜度。由此,以不同点为中心进行说明。

[0082] 若改变探头 102 的倾斜度,则探头 102 的超声波收发面 201a 的倾斜角度改变,因此能够调整由超声波收发面 201a 收发的超声波束的方向。即,当在超声波束方向设定位移探索方向的情况下,通过调整探头 102 的倾斜度,从而能够使位移探索方向与组织位移方向一致。

[0083] 但是,若凭借经验或直觉调整探头 102 的倾斜度,则使位移探索方向与组织位移方向一致的操作变得繁杂。这里,图 2 的引导信息的生成单元 113F 生成表示位移探索方向与组织位移方向一致时的探头 102 的倾斜方向或倾斜角度的引导信息,并将其显示于图像显示器 112。

[0084] 图 10 是表示探头 102 的倾斜方向和倾斜角度的引导信息的表示例子。另外,配置有实时检测探头 102 的位置或倾斜度的位置传感器。引导信息的生成单元 113F 例如图 10 所示,生成并显示:与被检体 101 的体表接触的探头 102 的示意图像 920;表示与探头 102 的超声波束方向一致地设定的位移探索方向的箭头图像 921;表示被检体 101 的生物体组织的组织位移方向的箭头图像 922;表示位移探索方向与组织位移方向一致时的探头 102 的倾斜方向的引导图像 923。另外,也可以显示表示与位移探索方向和组织位移方向之间的偏差对应的修正角 θ 的角度信息 924。这里的修正角 θ 也是表示探头 102 的倾斜角度的引导信息。

[0085] 根据本实施例,引导图像 923 或角度信息 924 等的引导信息成为对调整探头 102 的倾斜角使位移探索方向和组织位移方向一致的作业起辅助作用的客观且定量的指标。由此,操作者由于能通过视觉掌握探头 102 的目标倾斜方向,所以能可靠且简单地实施使位移探索方向与组织位移方向一致的操作。其结果,提高了生物体组织的位移的测量精度,并且提高了使用装置的方便性。

[0086] 另外,如图 11 所示,引导信息的生成单元 113F 在关心区域 925 上并排显示:表示在位移探索方向与垂直方向之间形成的角度 θ_1 的角度信息 926;和在位移探索方向与组织位移方向之间形成的角度 θ_2 的角度信息 927 等。由此,操作者能相对地且在视觉上掌握被检体 101 的关心区域 925 上的位移探索方向与组织位移方向。

[0087] 以上,根据本实施方式,不受压迫生物体组织的方向或压迫生物体组织的面的形状等限制,能获得忠实再现生物体组织的形变或硬度等的性状的高品质弹性图像。

[0088] 另外,如图 1 或图 2 等所示,以块为单位说明了本实施方式的超声波摄像所需的控制功能,但也可以将各控制功能集成为超声波摄像程序,通过控制用的计算机执行该超声波摄像程序。例如,超声波摄像程序使控制用计算机执行以下步骤:与被检体 101 的生物体

组织发生位移的方向一致地设定位移的探索方向的设定步骤；向与被检体 101 之间收发超声波的探头 102 供给送波用的驱动信号的步骤；对从探头 102 输出的接收信号进行处理的步骤；由接收处理后的信号对所述探索方向上的位移进行测量的步骤；基于该位移的测量值构成弹性图像的步骤；和显示该弹性图像的步骤。

[0089] 如上所述，对应用了本发明的一实施方式的超声波诊断装置进行了说明，但采用了本发明的超声波诊断装置在不脱离其精神或主要特征的情况下也可以通过其他各种方式来实施。因此，所述实施方式所有的点都只是例示，不能解释为限定本发明的范围。即，本发明的范围包括属于同等范围的变形或变更。

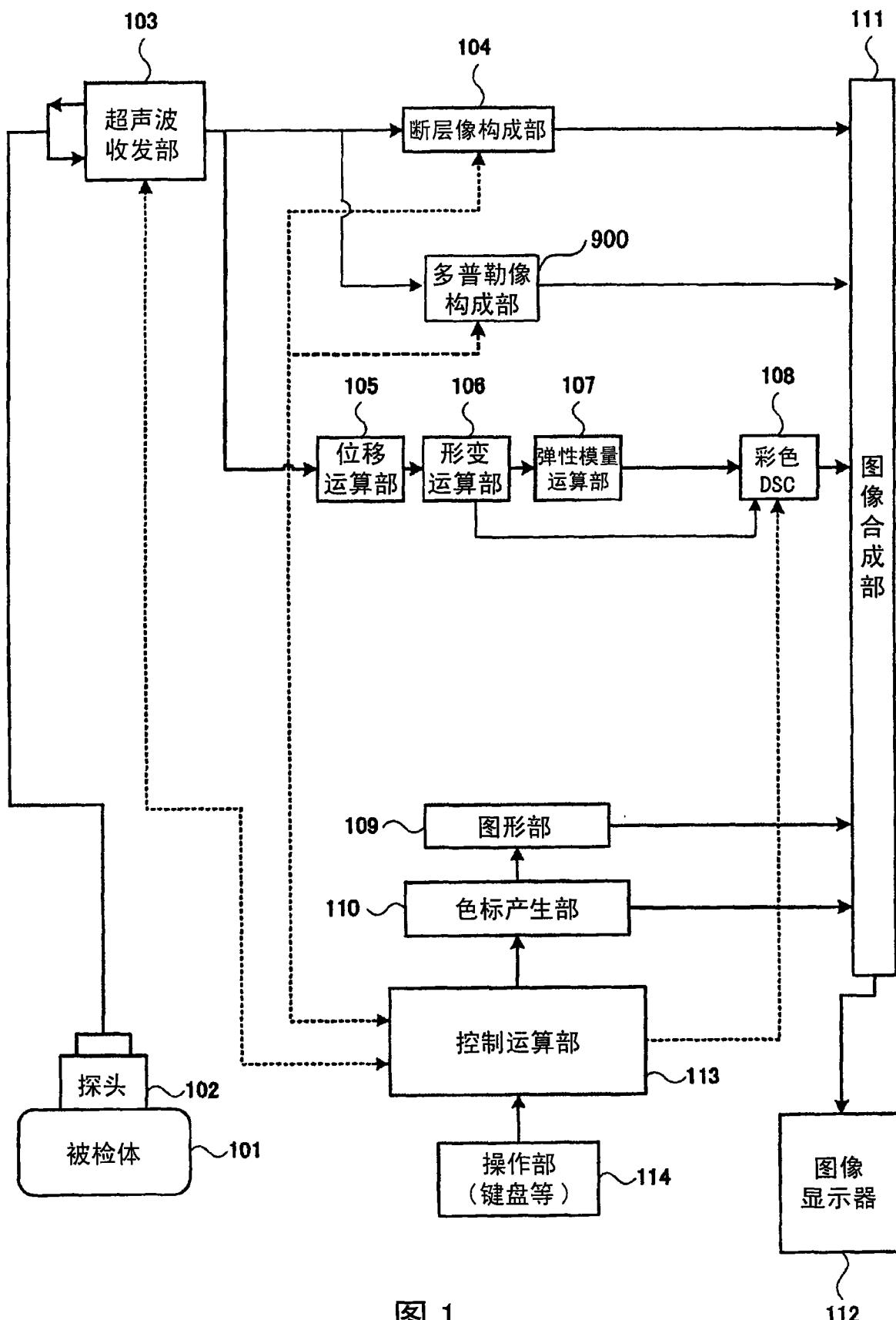


图 1

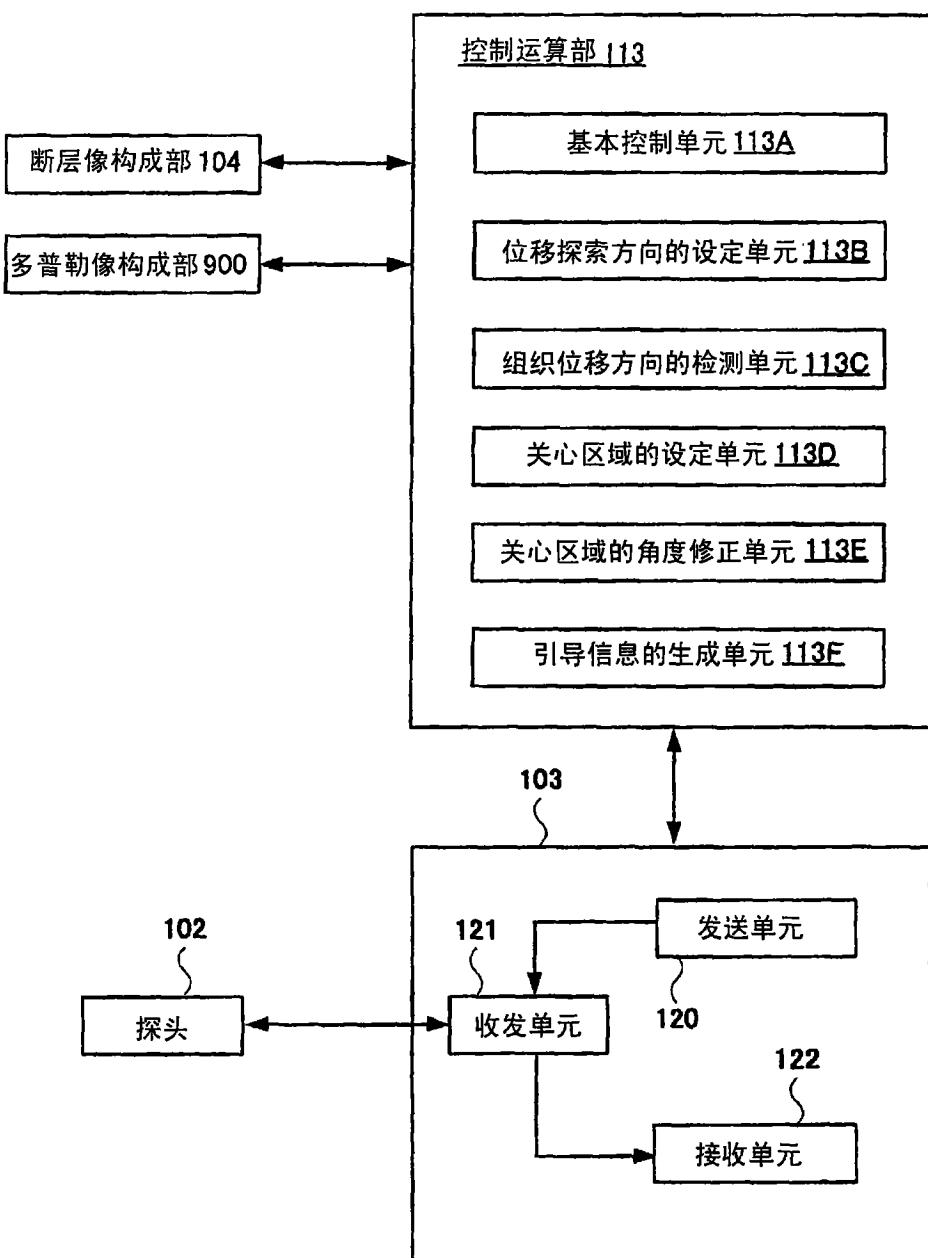


图 2

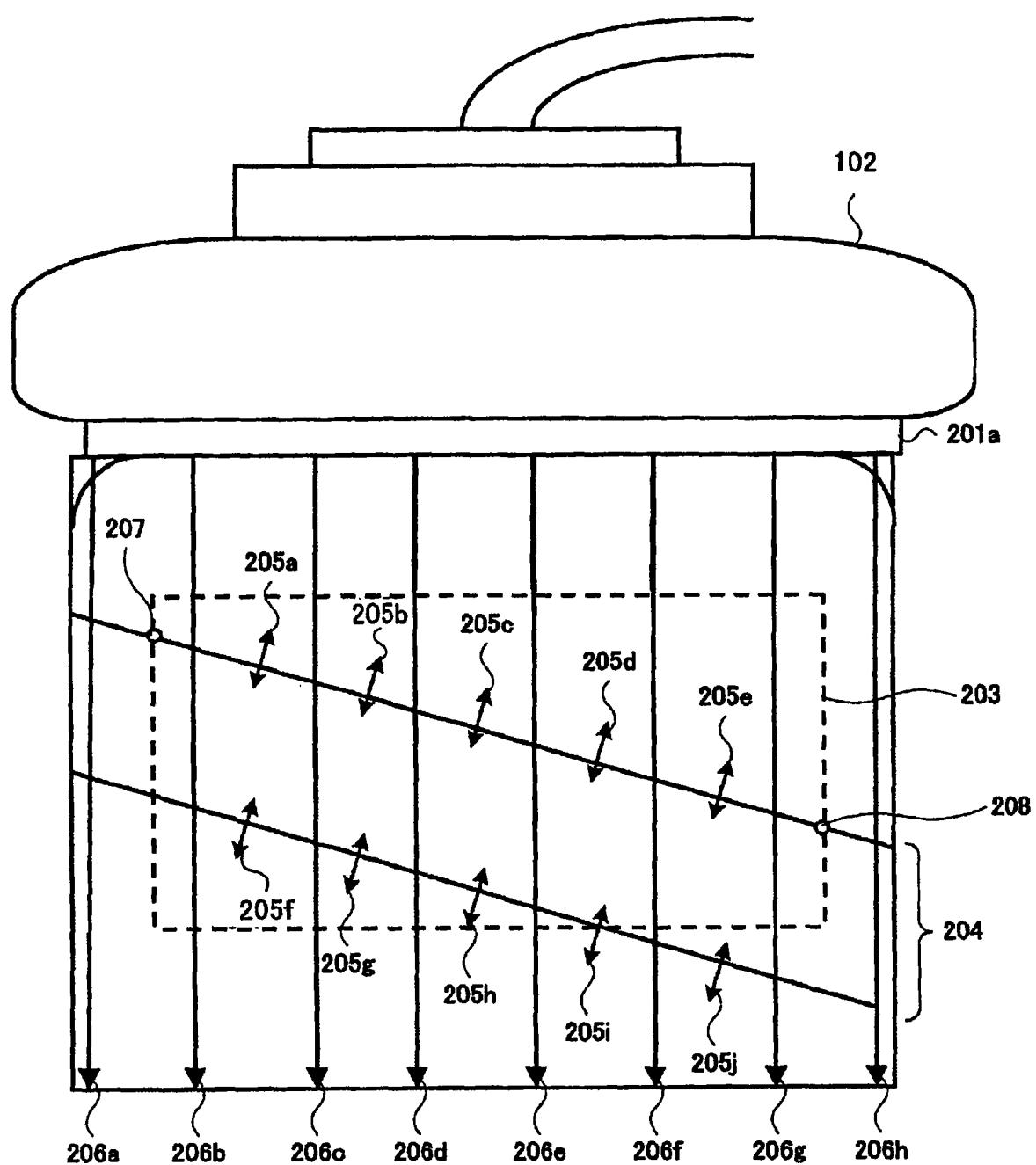


图 3

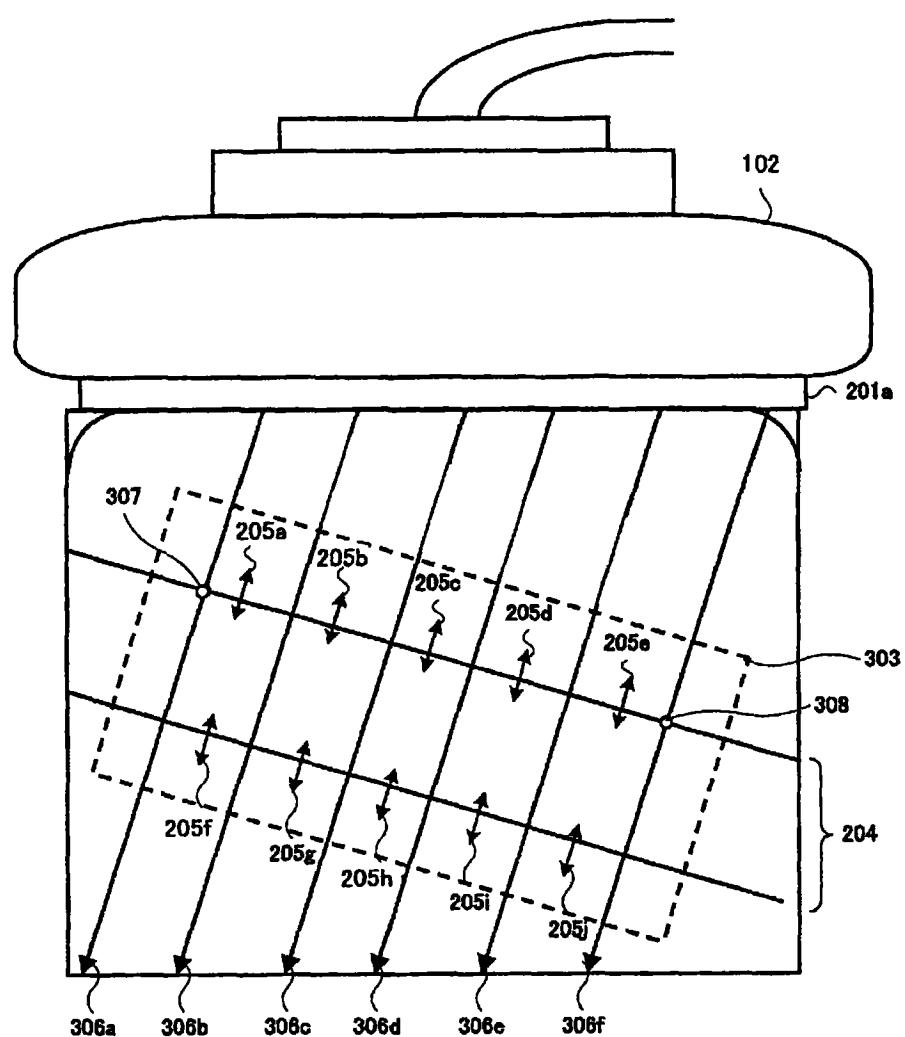


图 4

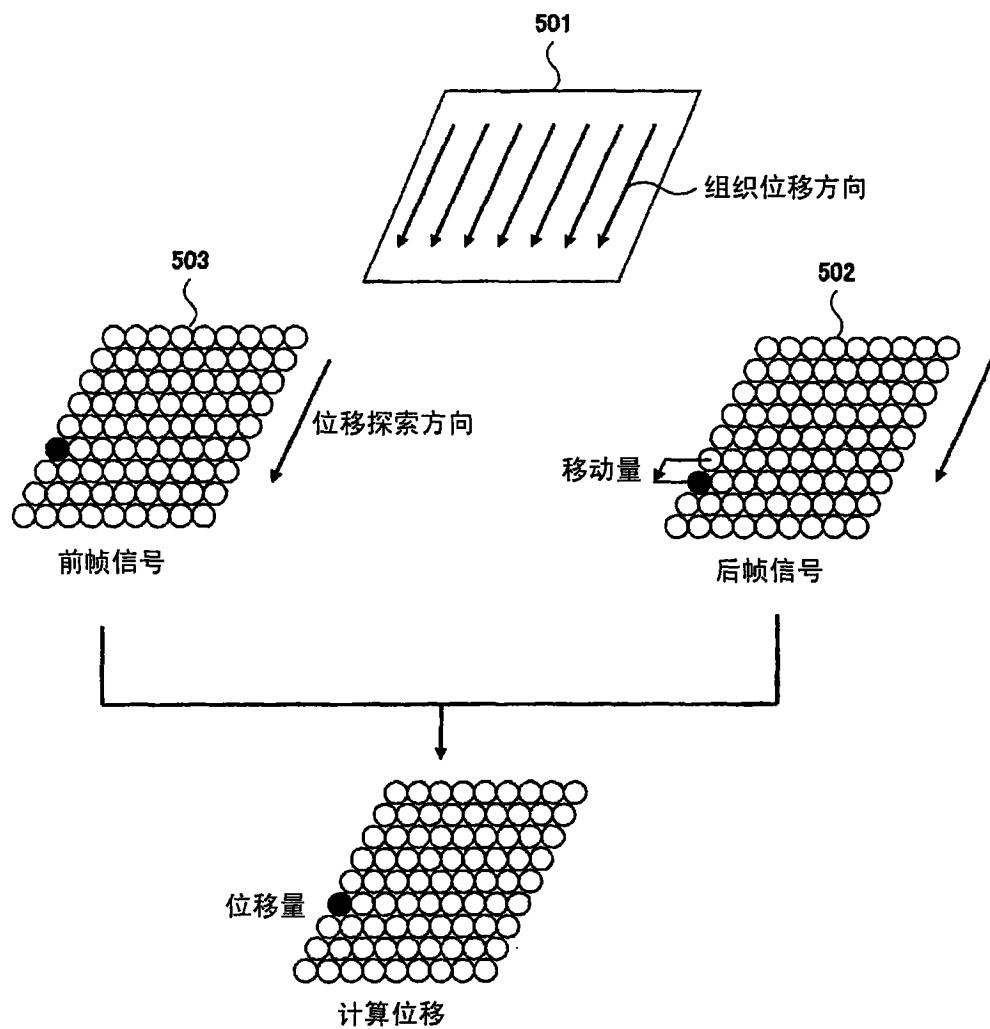


图 5

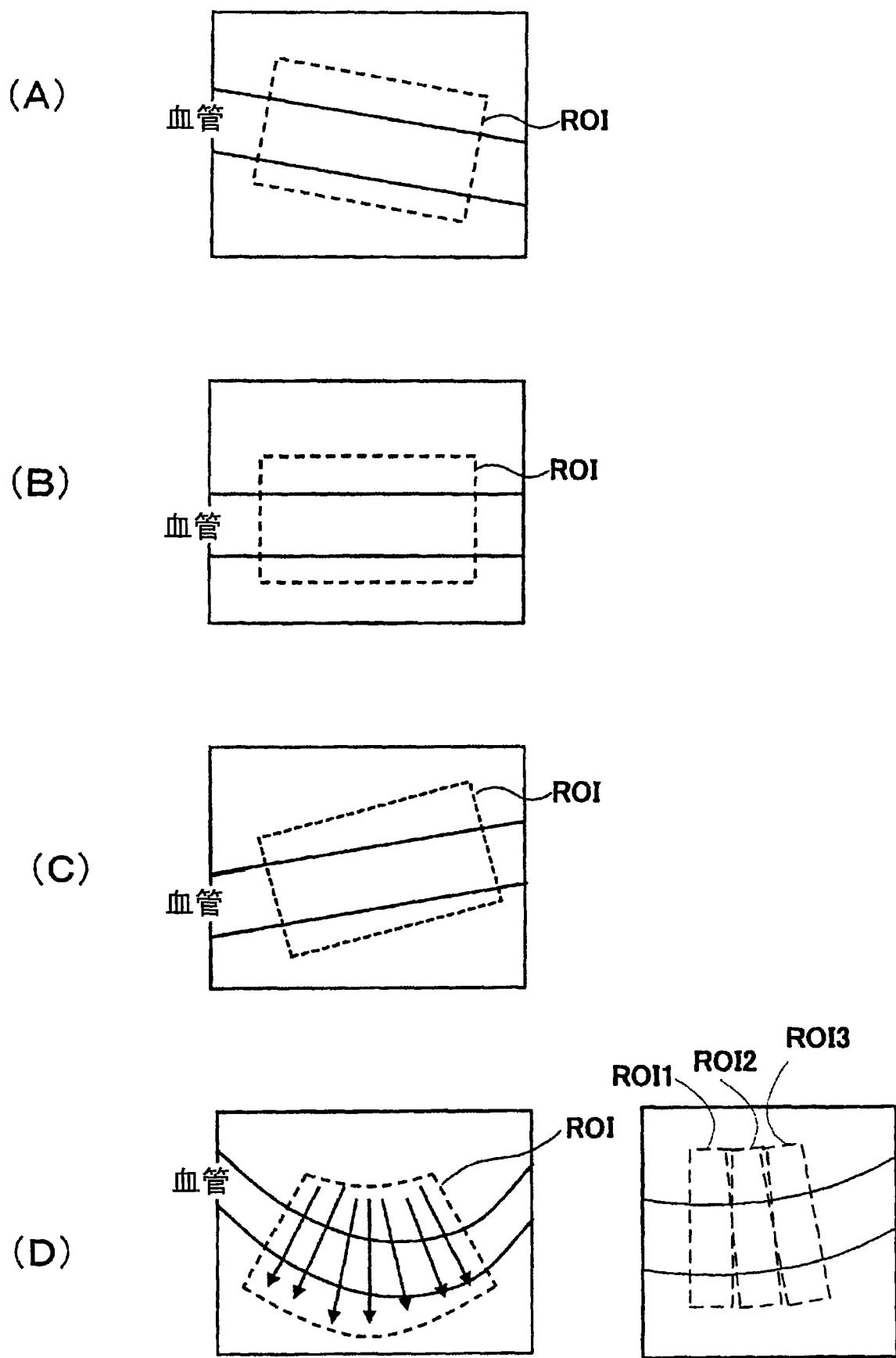


图 6

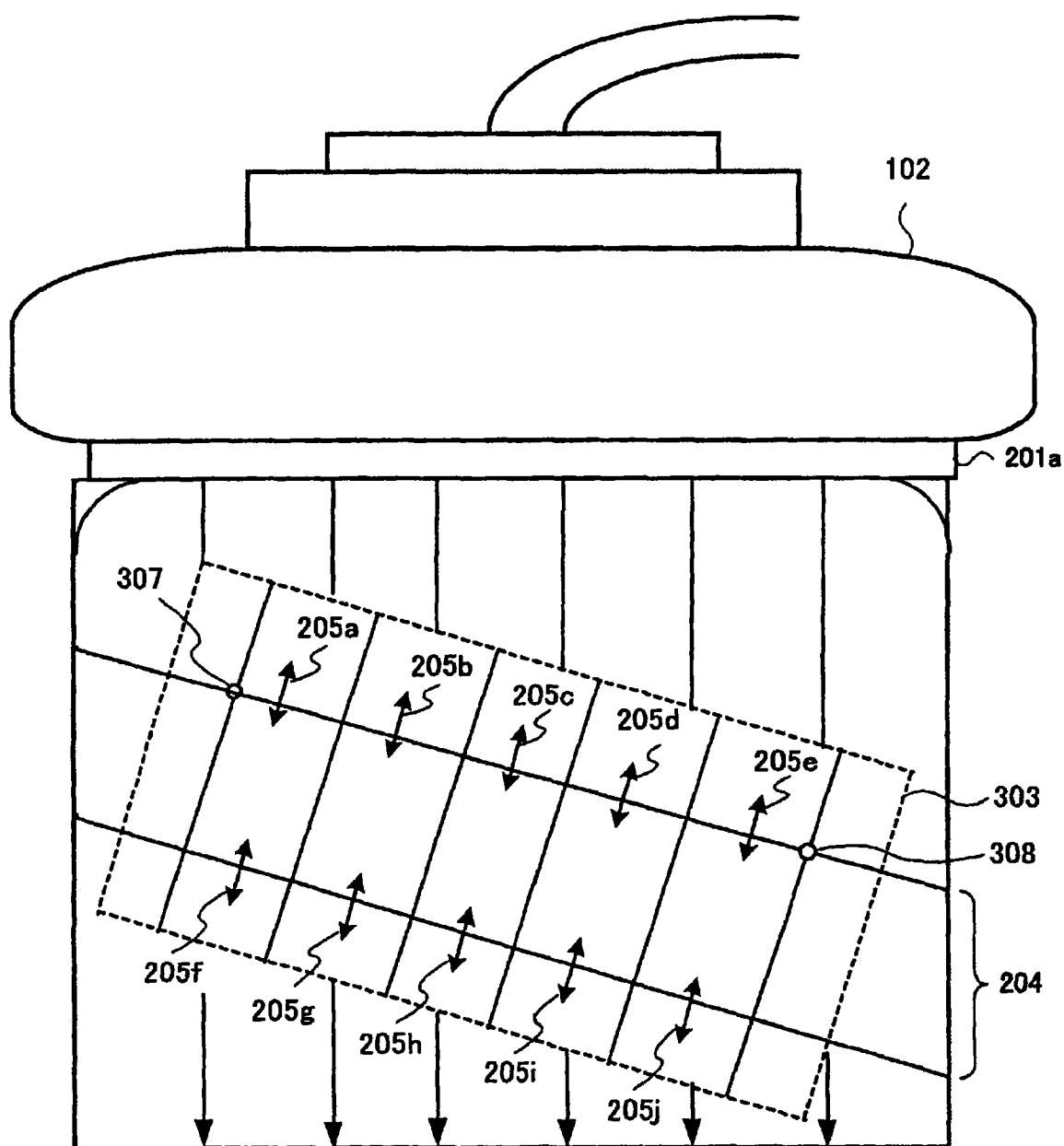
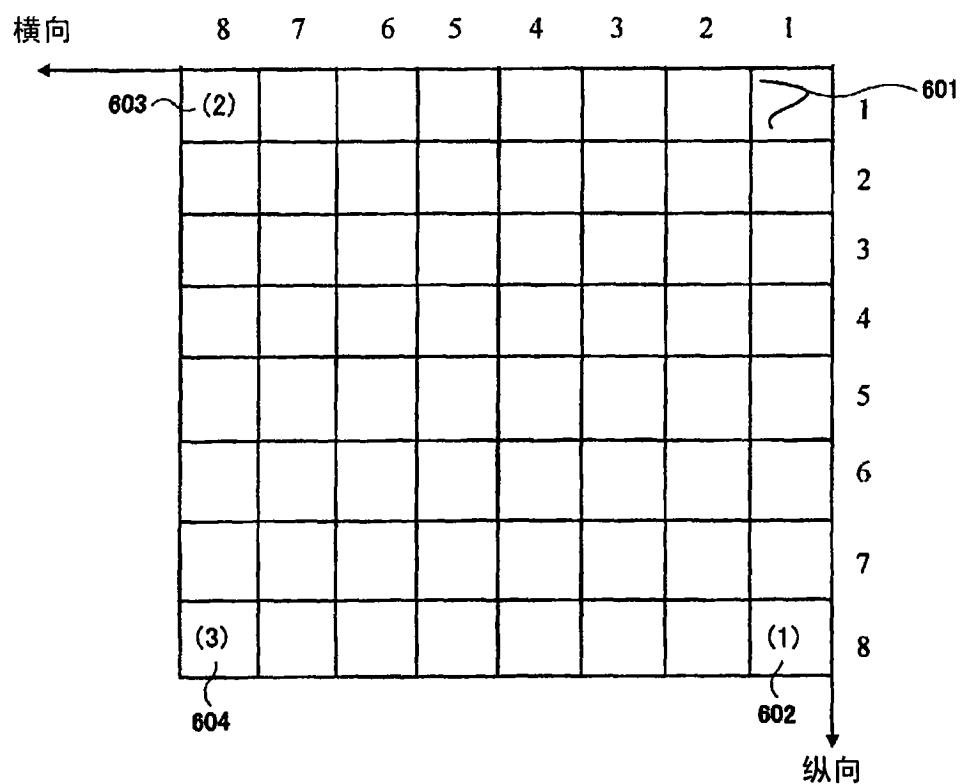


图 7



- (1) 纵 8mm 横 1mm $\alpha = \cos(-1)1=0^\circ$
- (2) 纵 0mm 横 1mm $\alpha = \cos(-1)0=90^\circ$
- (3) 纵 8mm 横 8mm $\alpha = \cos(-1)1/\sqrt{2}=45^\circ$

图 8

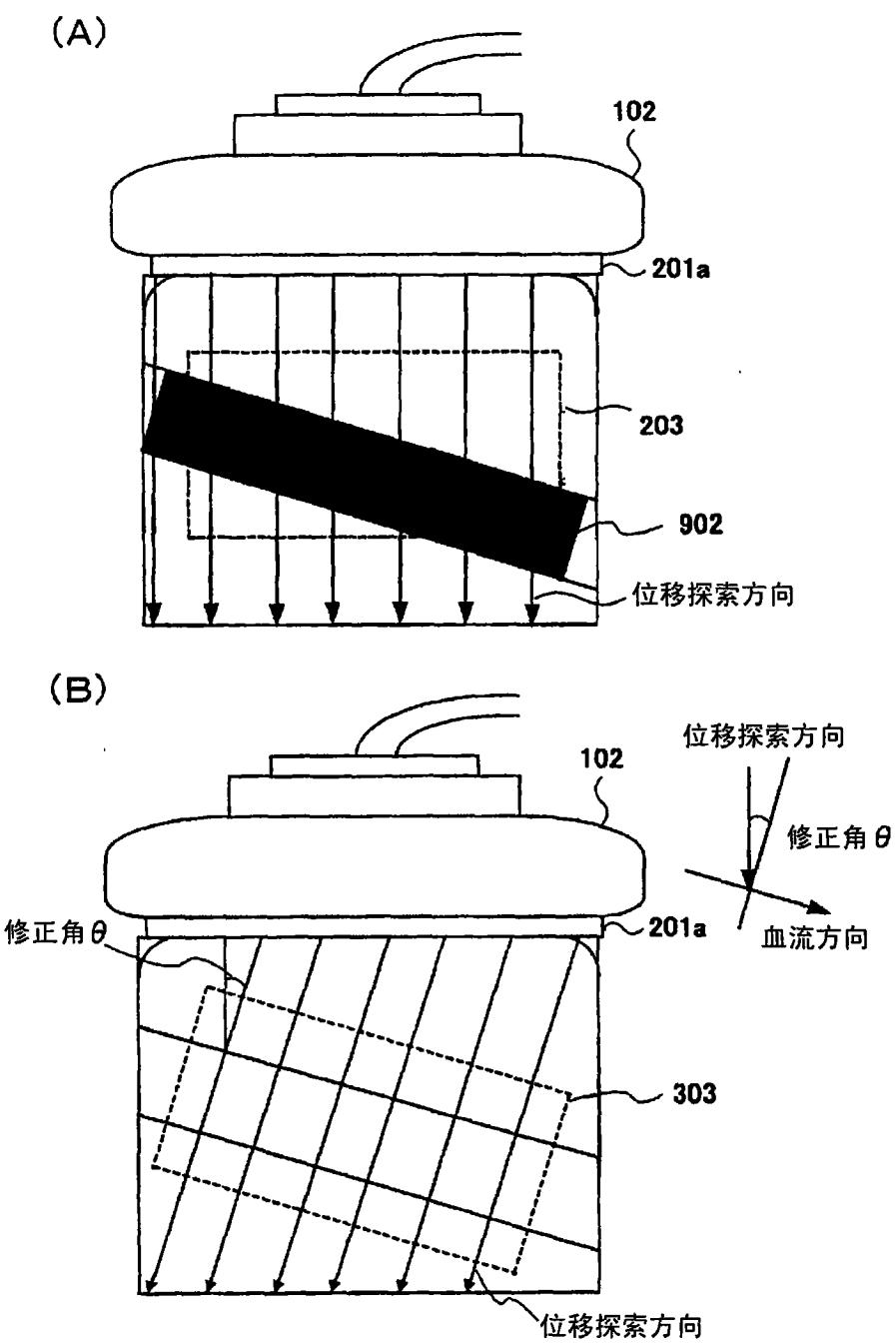


图 9

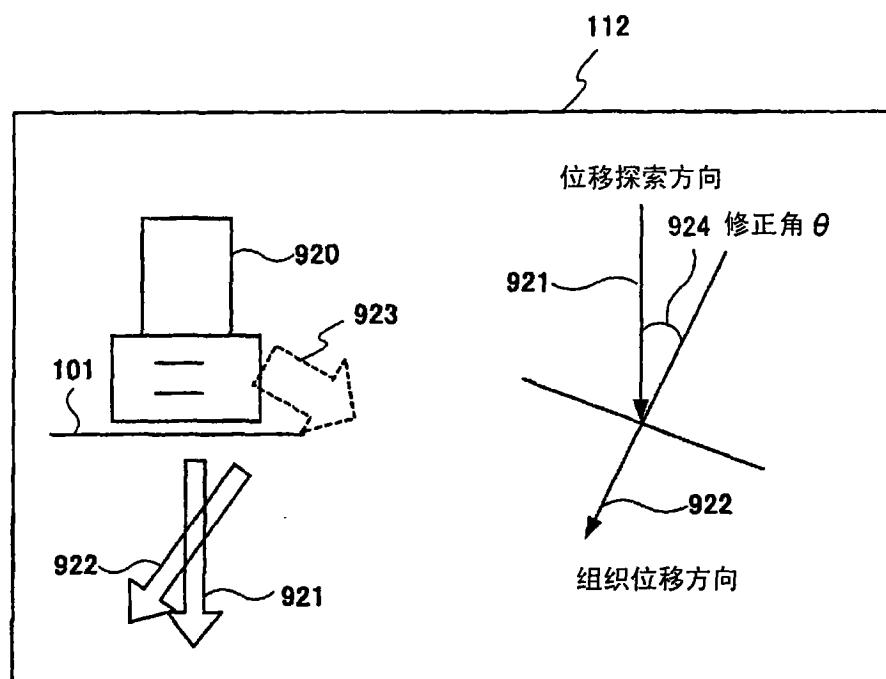


图 10

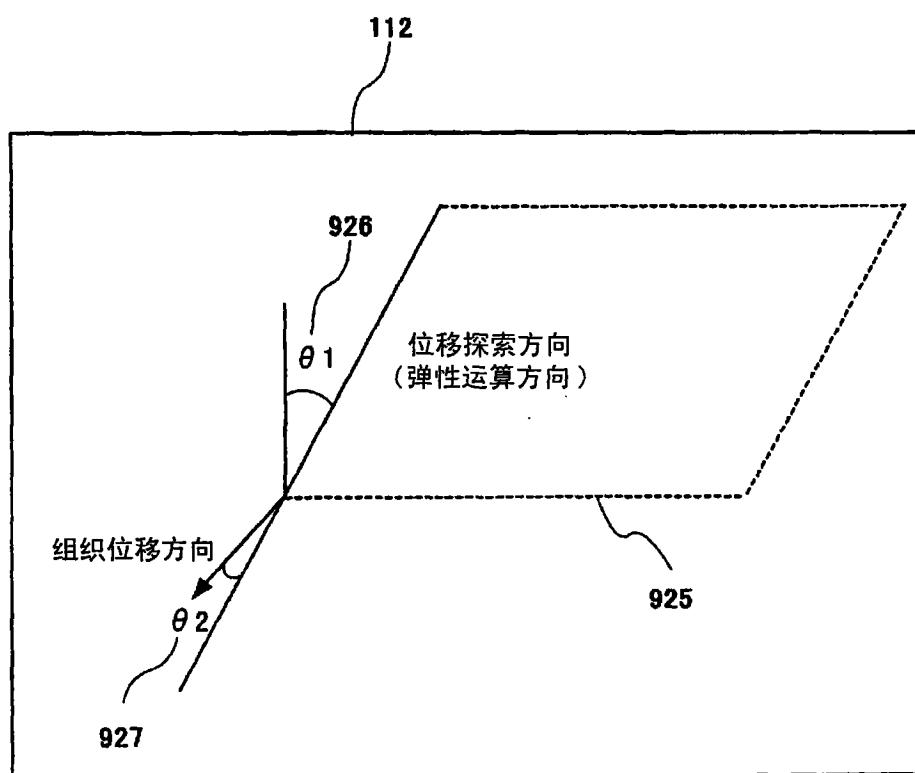


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101094611B	公开(公告)日	2010-08-18
申请号	CN200580045865.9	申请日	2005-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	胁康治		
发明人	胁康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/0858 G01S7/52063 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/469 G01S15/8977 A61B5/02007 G01S7/52042 A61B8/14		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	陈响		
优先权	2005000257 2005-01-04 JP		
其他公开文献	CN101094611A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括：探头(102)，其与被检体之间收发超声波；发送单元(120)，其向探头(102)供给送波用的驱动信号；接收单元(122)，其对从探头(102)输出的接收信号进行处理；位移运算部(105)，其根据超声波收发部(103)的输出信号来测量生物体组织的位移；彩色DSC(108)，其基于生物体组织的位移构成弹性像；和图像显示器(112)，其显示弹性图像，该超声波诊断装置具有位移探索方向设定单元(113B)，其与所述生物体组织发生位移的组织位移方向一致地设定所述位移的探索方向，彩色DSC(108)基于所述探索方向的位移测量值构成所述弹性图像。

