



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780018232.8

[43] 公开日 2009年6月3日

[11] 公开号 CN 101448461A

[22] 申请日 2007.5.14
 [21] 申请号 200780018232.8
 [30] 优先权
 [32] 2006.5.19 [33] JP [31] 139865/2006
 [86] 国际申请 PCT/JP2007/059848 2007.5.14
 [87] 国际公布 WO2007/135884 日 2007.11.29
 [85] 进入国家阶段日期 2008.11.19
 [71] 申请人 株式会社日立医药
 地址 日本东京都
 [72] 发明人 长野智章

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
 代理人 李贵亮

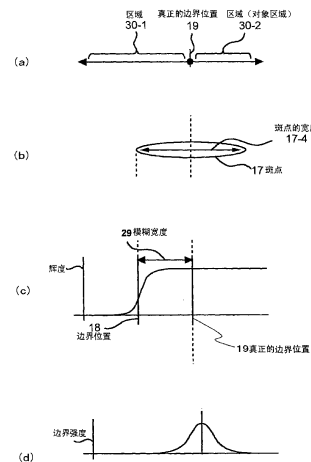
权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 13 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断方法

[57] 摘要

一种超声波诊断装置，包括：选择单元，其在上述显示单元所显示的超声波图像上，选择用于检测被检体的内脏器官的边界的位置的部位；边界提取滤波器设定单元，其设定边界提取滤波器，该边界提取滤波器由在上述超声波图像上空开规定间隔的两个区域构成；以及边界位置检测单元，其在由上述选择单元选择的部位附近，通过解析由边界提取滤波器设定单元所设定的边界提取滤波器内的像素数据，来检测上述边界的位置，由上述边界位置检测单元检测出的边界位置基于控制单元的控制被显示在上述显示单元上。



1. 一种超声波诊断装置，包括：

向/从被检体发送接收超声波的超声波探测器；与上述超声波探测器连接，并基于由上述超声波探测器得到的超声波信号生成超声波图像的图像生成单元；与上述超声波探测器和上述图像生成单元连接，并对它们进行控制的控制部；以及与上述图像生成单元和上述控制部连接，并基于上述控制部的控制对由上述图像生成单元所生成的超声波图像进行显示的显示单元，

在上述超声波诊断装置中，包括：

选择单元，其在上述显示单元所显示的图像上，选择用于检测上述被检体的内脏器官的边界的位置的部位；

边界提取滤波器设定单元，其设定边界提取滤波器，该边界提取滤波器由在上述超声波图像上空出规定间隔的两个区域构成；和

边界位置检测单元，在由上述选择单元选择的部位附近，通过解析由上述边界提取滤波器设定单元所设定的边界提取滤波器内的像素数据，来检测上述边界的位置，

由上述边界位置检测单元检测出的边界位置基于上述控制单元的控制被显示在上述显示单元上。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

包括边界强度计算单元，其由上述边界提取滤波器设定单元所设定的边界提取滤波器，使得位置及/或倾斜度在由上述选择单元所选择的部位附近发生变化，并且解析上述两个区域内的像素值来求得边界强度，

边界位置检测单元通过求得上述边界强度为最大或为规定值以上的上述边界提取滤波器的位置及/或倾斜度，来检测上述边界的位置。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

采用表示两个区域内包含的像素数据之间具有何种程度的值的差的指标，作为上述边界强度。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述边界强度为在对上述两个区域内的像素数据在各自的区域进行

平均化之后、将计算分散值而得到的群间分散除以全分散得到的分离度，其中，全分散通过直接采用上述两个区域内的像素数据来计算分散值而得到。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

由上述边界提取滤波器设定单元所设定的边界提取滤波器使得上述两个区域的间隔、形状、位置或倾斜度发生变化，上述边界强度计算单元使得上述两个区域的间隔、形状、位置或倾斜度发生变化，并且逐次计算边界强度，边界位置检测单元基于上述边界强度变为最大的上述两个区域的间隔、形状、位置或倾斜度来检测上述边界的位置。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述两个区域由像素值较高一侧和像素值较低一侧的两个区域构成，上述边界位置检测单元基于上述边界强度变为最大的上述边界提取滤波器位置及/或倾斜度的信息，将在上述位置中包围上述像素值较高一侧的区域的周围内面对上述像素值较低一侧的边缘作为上述边界的位置。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

提供内脏器官测量单元，其基于由上述边界位置提取单元所求得的边界位置，计算出由上述边界所包围的区域的面积或者表示由上述边界所包围的区域的体积。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

包括模糊宽度计算单元，其计算由上述选择单元所选择的部位中的上述超声波图像上的模糊宽度，

上述边界提取滤波器设定单元，基于由上述模糊宽度计算单元所计算的模糊宽度，来确定上述两个区域之间的间隔。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述两个区域的形状为矩形，上述边界提取滤波器设定单元按照上述两个区域的相对的边之间的距离与上述模糊宽度成为相等的方式进行设定。

10. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述两个区域由外侧的环形的形状和内侧的圆形的形状的两个区域构成，

上述边界提取滤波器设定单元按照该两个区域所夹的空隙的宽度与上述模糊宽度成为相等的方式进行设定。

11. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
基于上述边界提取滤波器设定单元的上述两个区域的形状的形状反映作为提取边界的对象部位的边界形状。

12. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述模糊宽度计算单元，根据上述超声波图像上的上述超声波发送接收方向的深度，按照上述斑点的大小不同，在各自的深度中求得上述椭圆的大小来计算模糊宽度，上述边界提取滤波器设定单元按照由上述深度所引起的斑点的大小的变化，来设定上述间隔不同的边界提取滤波器。

13. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述两个区域的形状分别为圆形，设定为空开与上述模糊宽度相当的距离的间隔。

14. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述模糊宽度计算单元通过纹理分析来计算上述图像上的模糊宽度。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述纹理分析，采用上述超声波图像的图像数据，通过计算浓度共生矩阵或自相关函数来进行。

16. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述模糊宽度计算单元以椭圆的形状近似上述超声波图像上出现的斑点，通过求得上述椭圆的大小来计算模糊宽度。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
计算近似上述斑点的椭圆的短轴或长轴的长度的一半的距离来作为上述模糊宽度。

18. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述模糊宽度计算单元，将按照上述超声波探测器的种类而变化的上述斑点的上述超声波图像上的方向加以考虑，进行上述纹理分析。

19. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于，
上述模糊宽度计算单元，在上述超声波探测器为直线型的情况下，将用来近似上述斑点的椭圆的短轴或长轴的方向作为上述显示单元的画面

上的纵方向或横方向，在上述超声波探测器为扇型的情况下，将上述超声波的波束的方向作为上述椭圆的短轴或长轴。

20. 一种超声波诊断方法，可以提取超声波图像上表示的内脏器官的边界的位置，

包括：

(1) 在上述超声波图像上指定用于提取上述边界的部位的工序；

(2) 计算由上述工序(1)所设定的部位附近的图像的模糊宽度的工序；

(3) 将具有与由上述工序(2)所计算出的模糊宽度相对应的间隔的两个区域作为边界提取滤波器来设定的工序；

(4) 使得由上述工序(3)所设定的边界提取滤波器的位置及/或倾斜度发生变化，并且解析上述两个区域内的像素值来求得边界强度的工序；

(5) 上述工序(4)中，通过求得上述边界强度变为最大的上述位置及/或倾斜度，来提取上述边界的位置的工序；

(6) 基于由上述工序(5)求得的边界位置，计算出由上述边界包围的区域的面积或者表示由上述边界包围的区域的内脏器官的体积的工序。

超声波诊断装置及超声波诊断方法

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置及超声波诊断方法，特别地，涉及可以正确地描绘出内脏器官等对象组织的边界（轮廓）的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

背景技术

采用超声波诊断装置的超声波诊断中，关注的内脏器官等边界（轮廓）信息为有用的诊断信息。例如，下述方法在诊断中是有用的，在心脏这样的内脏器官中，描绘出左心室的边界（轮廓），求出该边界（轮廓）中包围的区域的面积，由边界（轮廓）来推定左心室的体积。

作为提取并显示组织边界（轮廓）的技术，例如有专利文献1记载的现有技术。

专利文献1：特开平8-206117号公报

根据专利文献1记载的现有技术，例如，求出表示断层像中各点的图像信号的梯度（gradient）的标量（scalar quantity）的极大点，由该极大点描绘出组织的边界（轮廓）。

但是，本发明者对上述现有技术进行探讨的结果，找到以下的问题点。

即，超声波图像中混入称为斑点噪声（speckle noise）的噪声。该斑点噪声被认为是，通过由与超声波的波长相比足够小的生物体组织内的反射体群所引起的散射波（scattering wave）以各种各样的相位产生并干涉而出现（作为斑点噪声相关的公知技术，参照专利文献2）。

专利文献：特开平9-94248号公报

根据上述专利文献1记载的现有技术，由于基于表示上述梯度的标量的极大点来提取内脏器官的边界（轮廓），因此没有考虑由于斑点噪声而产生的模糊的影响。因此，会产生在内脏器官的边界（轮廓）中模糊宽度量、像素浓度较高的区域在像素浓度的较低区域发现而提取边界的问题。

例如，如果提取心脏的左心室的边界（轮廓），则由于心脏壁在模糊宽度量内侧被提取，因此会产生左心室的大小比实际要小这样的问题。

发明内容

根据本发明，提供一种超声波诊断装置，包括：向/从被检体发送接收超声波的超声波探测器；与上述超声波探测器连接，并基于由上述超声波探测器得到的超声波信号生成超声波图像的图像生成单元；与上述超声波探测器和上述图像生成单元连接，并对它们进行控制的控制部；以及与上述图像生成单元和上述控制部连接，并基于上述控制部的控制对由上述图像生成单元所生成的超声波图像进行显示的显示单元，

在上述超声波诊断装置中，包括：选择单元，其在上述显示单元所显示的图像上，选择用于检测上述被检体的内脏器官的边界的位置的部位；边界提取滤波器设定单元，其设定边界提取滤波器（boundary extraction filter），该边界提取滤波器由在上述超声波图像上空出规定间隔的两个区域构成；和边界位置检测单元，在由上述选择单元选择的部位附近，通过解析由上述边界提取滤波器设定单元所设定的边界提取滤波器内的像素数据，来检测上述边界的位置，由上述边界位置检测单元检测出的边界位置基于上述控制单元的控制被显示在上述显示单元上。

此外，根据本发明，提供一种超声波诊断方法，可以提取在超声波图像上表示的内脏器官的边界的位置，其特征在于，包括：

- (1) 在上述超声波图像上指定用于提取上述边界的部位的工序；
- (2) 计算由上述工序（1）所设定的部位附近的图像的模糊宽度的工序；
- (3) 将具有与由上述工序（2）所计算出的模糊宽度相对应的间隔的两个区域作为边界提取滤波器来设定的工序；
- (4) 使得由上述工序（3）所设定的边界提取滤波器的位置及/或倾斜度发生变化，并且解析上述两个区域内的像素值来求得边界强度的工序；
- (5) 上述工序（4）中，通过求得上述边界强度变为最大或规定值以上的上述位置及/或倾斜度，来提取上述边界的位置的工序；
- (6) 基于由上述工序（5）求得的边界位置，计算出由上述边界包围

的区域的面积或者表示由上述边界包围的区域的内脏器官的体积的工序。

本发明的目的在于，在采用超声波图像来进行内脏器官的边界（轮廓）提取的超声波诊断装置中，考虑图像上出现的模糊宽度来高精度地进行轮廓提取。

附图说明

图 1 是示出本发明实施例 1 涉及的超声波诊断装置的整体结构的框图。

图 2 是示出控制部 3 的内部的图。

图 3 是示出作为实施例 1 的边界提取处理的对象的图像数据的例子的图。

图 4 是比较并示出由现有方法计算出的边界位置 18 和真正的边界位置 19 的图。

图 5 是实施例 1 的边界提取处理的流程图。

图 6 是示出与使用的超声波探测器的种类相对应产生什么样的斑点的图。

图 7 是具有两个区域的边界提取滤波器的滤波器形状。

图 8 说明根据图像上出现的斑点不同，两个区域 28-1、28-2 的边界如何变模糊的图。

图 9 为表示在正确提取由封闭区域所形成的边界的情况下作成的边界提取滤波器的图。

图 10 是采用分离度来计算用于计算边界强度的统计值的图。

图 11 是表示按照假设的边界弯曲，两个区域中所夹的空隙的区域被弯曲而设定的边界提取滤波器。

图 12 是表示用于从心脏的四腔截面图像或短轴截面图像适当提取边界位置的边界提取滤波器的图。

图 13 是实施例 2 的边界提取处理的流程图。

图 14 是表示不使两个滤波器区域的形状发生变化而使滤波器区域的间隔发生变化的情况下的例子的图。

图 15 为表示使得两个滤波器区域的形状发生变化的情况下的例子的

图。

符号说明

- 7 边界提取部位指定单元
- 8 边界提取运算单元
- 9 内脏器官运算单元
- 10 图像模糊宽度计算单元
- 11 滤波器形状作成/变形单元
- 12 边界强度计算单元
- 13 边界位置检测单元

具体实施方式

以下，根据附图说明本发明实施方式涉及的超声波诊断装置。

实施例 1

图 1 是示出本发明实施例 1 涉及的超声波诊断装置的整体结构的框图。

根据图 1，超声波诊断装置由如下构成：发送接收超声波的超声波探测器 1；与超声波探测器 1 连接，并基于由超声波探测器接收到的超声波信号生成超声波图像的图像生成部 2；与超声波诊断装置的各构成要素连接，并控制各构成要素的工作或进行运算处理的 CPU（Central Processing Unit：中央处理装置）等的控制部 3；与超声波诊断装置的各构成要素连接，医疗技术人员等操作者采用输入设备（键盘、鼠标、控制球、触摸屏等）操作超声波诊断装置的操作部 4；与超声波诊断装置的各构成要素连接，保存图像数据或程序等的存储部 5；以及与超声波诊断装置的各构成要素连接，并显示图像或测量结果等的 CRT 或液晶显示装置等的显示部 6。

超声波探测器 1 对被检体的生物体内发送接收超声波，为如下类型：按直线形状来排列振子（transducer）的直线型；能够通过带有时间差来驱动振子来改变波束（beam）的角度的扇型；以及按凸状来排列振子并使得振子群发生移动，并且进行扫描的凸起型等。超声波探测器 1 将从被检体的生物体内反射回来的超声波（超声回声）转换为电信号并向图像生成部 2 送出。

图像生成部 2 将超声波探测器 1 接收并转换为电信号的信号作为输入信号，生成 B 模式图像。该输入信号经过图像生成部 2 内的定相加法器、对数放大器、包络线检波器、A/D 转换器、扫描变换器转换为 B 模式图像。

控制部 3 加载并执行存储部 5 等中保存的超声波诊断装置的控制程序。控制部 3 对超声波诊断装置的各构成要素进行动作指示，并进行计时控制或运算处理。

操作部 4 在超声波诊断装置上为键盘、鼠标、控制球、触摸屏等输入设备，医疗技术人员等诊断者用于画质调整、测量指示、信息输入等。

存储部 5 为保存图像数据或控制程序等的装置，为硬盘、通用存储器、或帧存储器等。存储部 5 保存的图像数据为所取得的 B 模式图像或一般 PC 中可以显示的图像形式的文件。

显示部 6 为在画面上显示图像数据或测量值、对该测量值图表化后的图像的 CRT 或液晶显示装置等。

此外，图 2 示出本发明实施例 1 涉及的控制部 3 的内部。根据图 2，在本发明的控制部 3 内，包括：边界提取部位指定单元 7，其用来指定针对超声波图像上的哪个部分附近来提取内脏器官的边界；边界提取运算单元 8，其通过运算来提取由边界提取部位指定单元 7 所指定的部分附近中的内脏器官的边界；以及内脏器官测量单元 9，其根据由边界提取运算单元 8 所提取的边界，计算各种物理量，即，内脏器官的大小等距离、内脏器官在图像上的面积、内脏器官的容积的推定值等。

边界提取部位指定单元 7 用于操作者通过输入设备在显示部 6 的画面中显示的图像上指定作为边界提取对象的附近。另外，边界提取部位指定单元 7 也可以对所取得的图像数据的像素值进行信号处理来自动决定边界提取部位。

边界提取运算单元 8 用来计算成为由边界提取部位指定单元 7 指标化提取的提取对象的图像部分的图像模糊宽度，考虑该图像模糊宽度并选择适当的滤波器来检测边界位置，其由图像模糊宽度计算单元 10、滤波器形状作成/变形单元 11、边界强度计算单元 12、边界位置检测单元 13 构成。

这之中，首先，图像模糊宽度计算单元 10 采用由边界提取部位指定单元 7 所指定的边界提取部位附近的像素值来计算出斑点的大小。在斑点

大小的计算方法中，采用浓度共生矩阵（co-occurrence matrix，浓度共起行列）或自相关函数（autocorrelation function）。

下面，滤波器形状作成/变形单元 11 进行边界提取滤波器的作成和变形。例如，滤波器形状作成/变形单元 11 作成滤波器，该滤波器由两个区域构成，上述两个区域只留出基于由图像模糊宽度计算单元 10 所计算出的斑点大小的距离的间隔。此外，如果提取的边界的形状已知，则滤波器形状作成/变形单元 11 可以使得滤波器的形状与此形状的边界的形状相配合来变形。

下面，边界强度计算单元 12 将由滤波器形状/变形单元 11 作成的边界提取滤波器移动任意的位置或倾斜度，并且采用各自位置及/或倾斜度中的 2 区域内的像素值，通过计算出例如后述的分离度来计算边界强度。

下面，边界位置检测单元 13 移动并扫描边界提取滤波器的位置及/或倾斜度，并且检测边界提取滤波器的位置及/或倾斜度，该边界提取滤波器中，由边界强度计算单元 12 计算出的边界强度为最大值或为规定值以上。基于所检测出的边界提取滤波器的位置，得到作为提取对象的边界位置的坐标值。

此外，内脏器官测量单元 9 采用所提取的边界位置的坐标值，计算与提取边界后的内脏器官相关的各种物理量，例如距离、面积、容积等。例如，内脏器官测量单元 9 高精度地计算出对象区域即患部的肿瘤的大小等物理量。

下面，图 3 中示出作为实施例 1 的边界提取处理对象的图像数据的例子。图 3 中，14 为图像数据、15 为波束方向，16 为波束深度、17-1~17-3 为斑点，18 为边界位置。17-1~17-3 中斑点大小按照 17-1→17-2→17-3 的顺序变小，深度变浅。即，深度较深一方斑点大小变大。

下面，图 4 示出对由现有方法计算出的边界位置 18 和真正的边界位置 19 进行比较。据此，可知，在由现有方法计算出的边界位置 18 和真正的边界位置 19 之间，产生较大的误差。

下面，采用图 5 说明实施例 1 的边界提取处理的流程图。

首先，超声波诊断装置由超声波探测器 1 及图像生成部 2 取得对患者的内脏器官等进行摄像之后的图像数据 14，针对该内脏器官等对象区域开

始边界提取。

(步骤 20)

首先，超声波诊断装置，由边界提取部位指定单元 7 通过手动或自动来选择应为边界提取的对象的部位并输入。

(步骤 21)

下面，超声波诊断装置由图像模糊宽度计算单元 10 计算步骤 20 中所指定的边界提取部位中的图像上的模糊宽度。具体地，对边界提取部位附近的像素值数据进行纹理分析 (texture analysis)，使得图像上出现的斑点近似椭圆形状，计算出该近似椭圆的宽度 (长轴或短轴的长度) 的一半的距离来作为模糊宽度。

作为这里的纹理分析的例子，为求得浓度共生矩阵或自相关函数的方法。(例如，参考 O.Bassel, et al: "TEXTURE ANALYSIS OF ULTRASONIC IMAGES OF THE PROSTATE BY MEANS OF CO-OCCURRENCA MATRICES." ULTRASONIC IMAGING 15, 218-237(1993), B.J.Oosterveld et al: "TEXTURE OF B-MODE ECHOGRAMS: 3-D SIMULATIONS AND EXPERIMENTS OF THE EFFECTS OF DIFFRACTION AND SCATTERER DENSITY" ULTRASONIC IMAGING 7, 142-160(1985)) 通过进行这样的纹理分析，在对超声波图像中的模糊宽度 (或斑点的宽度，例如一半的距离) 有影响的超声波的声场相关的参数不明确的情况下，也能够只采用从接收信号中得到的信息来计算模糊宽度。

这里，图 6 中示出按照使用的超声波探测器的种类产生什么样的斑点。图 6 (a) 为直线型超声波探测器 25-1 的例子，近似椭圆时的斑点 17，其长轴和短轴的方向与画面上的水平方向和垂直方向一致。因此，在近似椭圆来提取斑点的大小的情况下，也以使得长轴和短轴的方向与画面上的水平方向和垂直方向一致的方式来计算模糊宽度。

另一方面，图 6 (b) 为扇型超声波探测器 25-2 的例子，近似椭圆的情况下的斑点 17，其长轴或短轴的一方朝向画面上倾斜的方向，成为发送接收超声波的方向。因此，在近似椭圆来提取斑点的大小的情况下，也按照使得长轴或短轴的一个与画面上的倾斜的方向即发送接收超声波的方向相一致的方式来计算模糊宽度。

(步骤 22)

下面，由滤波器形状/变形单元 11，作成如图 7 (a)、(b) 的 26-1、26-2 中所示的带有两个区域的边界提取滤波器。本步骤中的边界提取滤波器 (27-1、27-2) 由 26-1 和 26-2 的两个区域形成，两个区域相互相对的边 28-1 和 28-2 之间的距离 29 与步骤 21 中求得的模糊宽度相等。

这里，采用图 8，根据图像上出现的斑点，说明两个区域 30-1、30-2 的边界如何模糊。首先，图 8 (a) 示出两个区域和位于其之间的真正的边界位置 19。下面，图 8 (b) 示出图像上出现的一个斑点 17，17-4 为斑点在附图横方向的宽度。下面，图 8 (c) 为超声波图像的外形 (profile)，示出横切真正的边界位置的线部分上的像素分布。据此，可知斑点具有附图横方向的宽度的部分，像素值较高的区域 (30-2) 向附图上左侧找出。如果采用图 8 (c) 中示出的外形来照原样进行专利文献 1 记载的边界提取，则如 18 中所示，在与原来的位置不同的位置处提取边界位置。这里，本步骤中，为了检测真正的边界位置，用于检测边界位置的参数 (后述的强度强度) 为最大的位置必须作成成为真正的边界位置 19 的边界提取滤波器。

图 7 (a)、(b) 中下侧表示的为，在各个图 7 (a) 下侧朝向附图右侧像素值较高的情况下，图 7 (b) 下侧朝向附图左侧像素值较高的情况下，为与图 8 (c) 所示相同的外形，本步骤中作成的边界提取滤波器，其两个区域 26-1 及 26-2 中的相互相对的边 28-1 和 28-2 之间的距离与图 7 (a)、(b) 下侧中的外形模糊宽度相等。该模糊宽度由步骤 21 求得，被设定为例如图 8 (b) 中的斑点宽度的例如 1/2。

此外，图 9 为在正确提取封闭区域中形成的边界的情况下作成的边界提取滤波器。更具体地，如图 9 下侧的像素值的外形所示，检测周围的较高像素值的区域 (31-1 和 31-2)、和该较高像素值的区域 (31-1 和 31-2) 中包围的较低像素值的区域 (31-3) 之间的边界位置。

该情况下，如图 9 上侧所示，内侧的圆形的区域 32-1 和外侧的环状的区域 32-2，只相互留出步骤 21 中计算的模糊宽度的空隙 33，作成边界提取滤波器。

(步骤 23)

下面，由边界强度计算单元 12，在图像内对由步骤 22 的处理所作成的边界作成滤波器进行扫描并进行边界强度计算。边界强度计算，在本实施例中，例如对利用后述的分离度的情况进行说明，其中分离度为两个区域的群间分散和全分散（total variance）的比。但是，2 区域的群间分散和全分散在电子通信学会论文志 Vol. J63-D No.4, p349-p356 中记载，群间分散在对 2 区域内的像素数据在各自的区域进行平均化之后，求得分散值；全分散为照原样采用 2 区域内的像素数据来求得分散值。以下，采用图 10 和公式（1）～（3）对本实施例中的分离度的计算的详细情况进行说明。

图 10 为采用分离度计算用于计算边界强度的统计值的图，示出两个区域 26-1 及 26-2 和模糊宽度 29。

如图 10 所示，如果将区域 26-1 及 26-2 的像素数目分别定义为 N_1 及 N_2 ，将各区域的辉度平均定义为 μ_1 、 μ_2 ，将合并区域 26-1 及 26-2 而成的区域的辉度平均值定义为 μ ，将各像素的辉度值定义为 P_i ($1 \leq i \leq N_1$ 、 $1 \leq i \leq N_2$)，则分离度 η 用下面公式（1）～（3）表示。

公式（1）

$$\eta = \sigma_B^2 / \sigma_T^2 \quad \dots\dots(1)$$

公式（2）

$$\sigma_B^2 = N_1(\mu_1 - \mu)^2 + N_2(\mu_2 - \mu)^2 \quad \dots\dots(2)$$

公式（3）

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^{N_1+N_2} (P_i - \mu)^2 \quad \dots\dots(3)$$

(步骤 24)

在图像上按照各种位置及/或倾斜度来移动并扫描图 7 的 26-1、26-2 中表示的边界提取滤波器，并且依次计算公式 (1) ~ (3)，计算分离度（边界强度）如何变化。然后，求得图 8 (d) 中所示的边界强度的分布，求得并检测边界强度为最大的位置作为真正的边界位置 19。

但是，虽然图 7 (a) 和 (b) 中所示的边界提取滤波器为相同的形状，但由于像素值较高的区域的方向在图 7 (a) 和图 7 (b) 中不同，因此按照各自的情况使得提取的边界位置不同。例如，图 7 (a) 的情况下，由于朝向附图右侧像素值较高，因此在构成边界提取滤波器的两个区域内，在像素值较高一侧设定的区域 26-2 的边缘中，提取快要接近另一个区域(26-1) 一侧的位置作为用于边界位置检测的基准点 (33)。此外，由于图 7 (b) 的情况下朝向附图左侧像素值较高，因此构成边界提取滤波器的两个区域内，在像素值较高一侧设定的区域 26-1 的边缘中，提取快要接近另一个区域 (26-2) 一侧的位置作为用于检测真正的边界位置 19 的基准点 (34)。

此外，使用在正确提取图 9 中所示的封闭区域中形成的边界的情况下所作成的边界提取滤波器时，提取像素值较高一侧的区域(图 9 的例子中，为外侧的环状的区域 32-2) 的内侧的位置作为用于检测真正的边界位置 19 的基准点 (35)。

经过以上的步骤 20 到 24 的处理，如果对象区域的边界提取处理结束，则在显示部 6 中显示所求得的边界位置（边界信息），并且由内脏器官测量单元 9 采用提取边界后的对象区域的边界信息，计算出对象区域的大小等物理量，显示并记录该算出值。

根据上述实施例 1 涉及的超声波诊断装置，由于根据超声波图像计算出模糊宽度，根据模糊宽度设定边界提取滤波器的形状或大小，提取对象区域的边界位置，因此能够高精度地进行对象区域的边界提取。更具体地，由于上述实施例中采用的边界提取滤波器由两个区域形成，由两个区域所夹的空隙的宽度与根据超声波图像计算出的模糊宽度相等，因此能够考虑模糊宽度（即，为与超声波图像上出现的斑点的大小的例如 1/2 相当的距离），高精度地提取真正的边界位置。现有边界提取方法中，由于假设像

素值在边界中逐步地变化的情况来进行边界提取，因此，由于在实际图像中出现的边界受斑点等的影响而不清楚，从而边界位置的检测精度就恶化了。本发明中，由于假设受斑点等影响边界不清楚的情况来进行边界的提取，因此通常可以按照与边界在图像上清楚的情况相同的正确程度来提取边界位置。然后，能够利用计算出的真正的边界位置的坐标，正确地计算出对象区域的大小等物理量，并采用该值进行正确的超声波诊断。

另外，随着被检体内的像素取得深度变深，斑点的大小（例如，与模糊宽度相当的量）变大。因此，考虑优选按照图像取得深度使得构成边界提取滤波器的两个区域的间隔发生变化。

此外，考虑设定的边界提取滤波器优选按照反映对象部位的边界形状的方式来设定。虽然可以采用图 7 或图 9 中所示的形状的边界提取滤波器，但是在预先假设的边界弯曲的情况下，或提取心脏的特定部分等情况下，也可以将它们合起来而采用具有图 11 或图 12 所示形状的边界提取滤波器。图 11 中 36-1 及 36-2 分别为构成边界提取滤波器的两个区域，该两个区域中所夹的空隙的区域，按照假设的边界弯曲来弯曲地设定。

此外，图 12 (a) 所示的图，为心脏的四腔截面图像，37-1~37-5 中所示的各个滤波器，为适当提取针对心脏的四腔截面图像的各个场所 38-1~38-5 的边界位置的滤波器。此外，图 12 (b) 中所示的图，为心脏的短轴截面图像，但 39-1~39-2 中所示的各个滤波器，为适当提取针对心脏的短轴截面图像的各个场所 40-1~40-2 的边界位置的滤波器。由此，在提取心脏的特征部分的情况下，也可以作成具有如下构造物的形状的滤波器，即形状上有特征的阀环 (valve ring) 部或乳头部这样的构造物。如果能够采用图 12 中所示的边界提取滤波器来适当提取心脏的轮廓等，则在测量心脏的腔的容积等情况中，能够防止内腔的轮廓在内侧模糊而过小估计腔的容积的值。

实施例 2

下面，参照图 13~图 15 来说明本发明的实施例 2。实施例 2 为在如下情况下采用本发明涉及的边界提取滤波器探索性地提取边界位置的例子，即图像的模糊宽度、或作为提取对象的边界的形状相关的信息为未知的情况下，或由于某些理由不能计算的情况下。

例如，在取得图像的对象区域的斑点的分布不均匀的情况下，由于带有斑点的统计性质没有反映到浓度共生矩阵或自相关函数，因此不能正确地计算斑点的大小。在这样的情况下，能够按照图 13 所示的流程图来探索边界位置。以下，按顺序说明图 13 的流程图的各步骤。

（步骤 40）

首先，超声波诊断装置由边界提取部位指定单元 7 通过手动或自动来指定边界提取部位。

（步骤 41）

下面，由于本实施例中超声波图像上的模糊宽度或形状未知，因此由滤波器形状作成/变形单元 11 作成由 2 区域构成的适当的初始形状 of 边界提取滤波器。

（步骤 42）

下面，使得由步骤 41 设定的 2 区域构成的边界提取滤波器的滤波器区域间隔、形状、位置或倾斜度中任一进行变化，并且由步骤 23 中说明的手法，逐次计算边界强度来求得其分布。

例如，图 14 示出不改变两个滤波器区域的形状，但使得滤波器区域的间隔发生变化的情况下的例子。本步骤中，使得滤波器区域的间隔发生变化，并且逐次计算边界强度的情况下，使得滤波器区域间隔按照从 44-1 到 44-2 这样的方式发生变化，也使得边界提取滤波器按照从 45-1 到 45-2 这样的方式发生变化。

此外，图 15 为表示改变两个滤波器区域的形状的情况下的例子的图。图 15 的例子中，按照从 46-1 开始到 46-2、46-3 的顺序使两个滤波器区域的相对的边的形状发生变形，能够探索最适合作为提取对象的边界线的弯曲的情况的边界提取滤波器。

（步骤 43）

步骤 40 中，使得边界提取滤波器的滤波器区域间隔、形状、位置或倾斜度中的任何一个发生变化，并且计算边界强度，求得边界强度为最大的滤波器区域的间隔、形状、位置。在滤波器区域间隔与超声波图像的对象区域的模糊宽度一致，形状与应提取的边界的形状一致，位置与应提取的边界的位置一致时，边界强度为最大，通过这样来提取边界的位置。

另外，在使得滤波器区域间隔发生变化的情况下，如果滤波器区域间隔从较小向较大发生变化，则虽然边界强度逐渐上升至滤波器区域间隔的大小与模糊宽度相一致为止，但是如果成为某程度以上的大小，则边界强度不再增加到这以上。因此，在使得滤波器区域间隔发生变化并计算边界强度的情况下，也可以从较小向较大变化，边界强度的值在最大值时饱和，探索开始的间隔，由此检测边界位置。

根据本实施例，图像的模糊宽度或作为提取对象的边界的形状相关的信息为未知的情况下，或者由于某种理由不能计算的情况下，也能够使得边界提取滤波器、滤波器区域间隔、形状、位置中的任何一个发生变化，并且扫描图像，探索边界强度为最大的位置，由此来检测真正的边界位置。

此外，能够利用所计算出的真正的边界位置的坐标，正确计算出对象区域的大小等物理量，采用该值进行正确的超声波诊断。

本发明不限定为上述实施例，能够在不偏离本发明的要旨的范围内实施各种变形。例如，不只是超声波诊断装置，在个人电脑等电子计算机上以离线方式进行的图像测量中也可以应用本发明。此外，图7中边界提取滤波器由两个矩形区域形成，但是圆形的形状的区域也可以。此外，两个区域的大小也可以为任意的，也可以为由较少的像素数目形成的区域。此外，虽然将与步骤21中求得的斑点相近似的椭圆的宽度（长轴或短轴的长度）的一半的距离作为模糊宽度，用于步骤22中边界提取滤波器的作成，但是当然也可以按照该斑点的性质等，将一半以外的任意的距离作为模糊宽度来计算。此外，虽然作为边界强度来使用的参数也可以为由公式（1）～（3）指定的分离度，但当然也可以为表示两个区域中包含的图像数据之间具有何种程度的值的差的任意指标，也可以为其他计算方法中的指标。

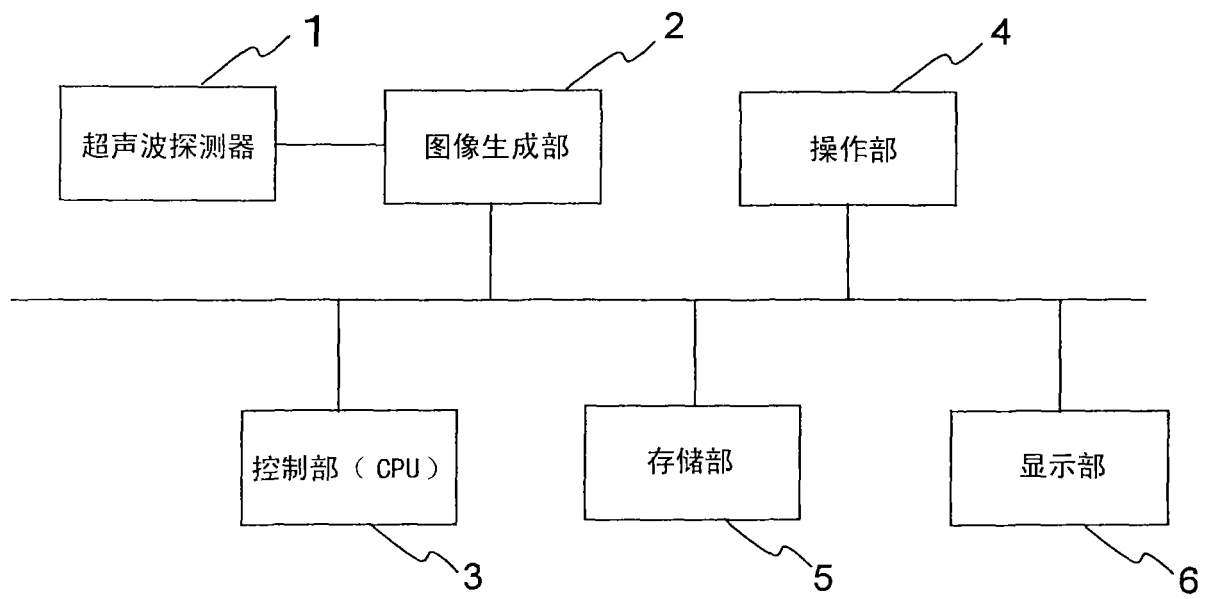


图 1

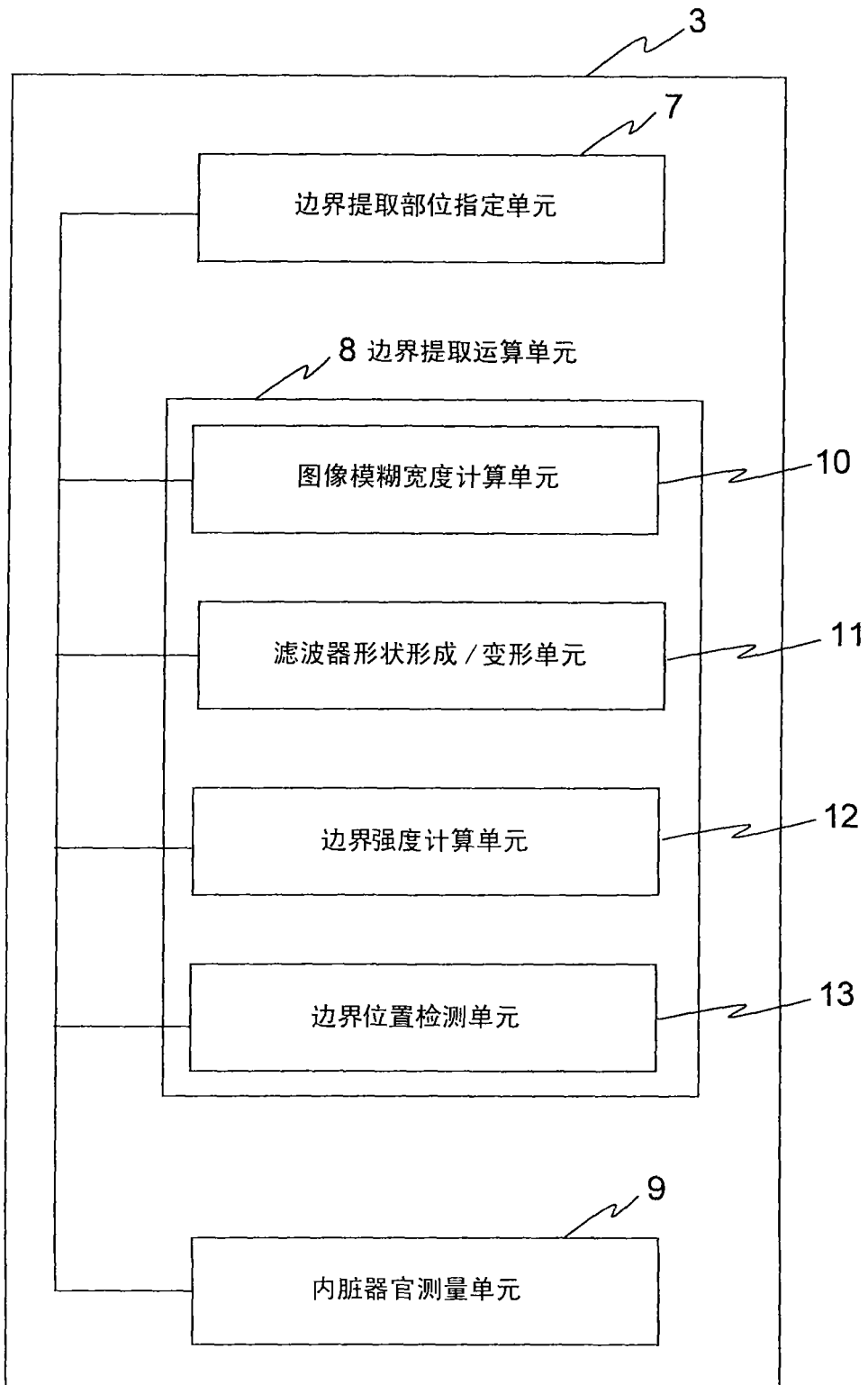


图 2

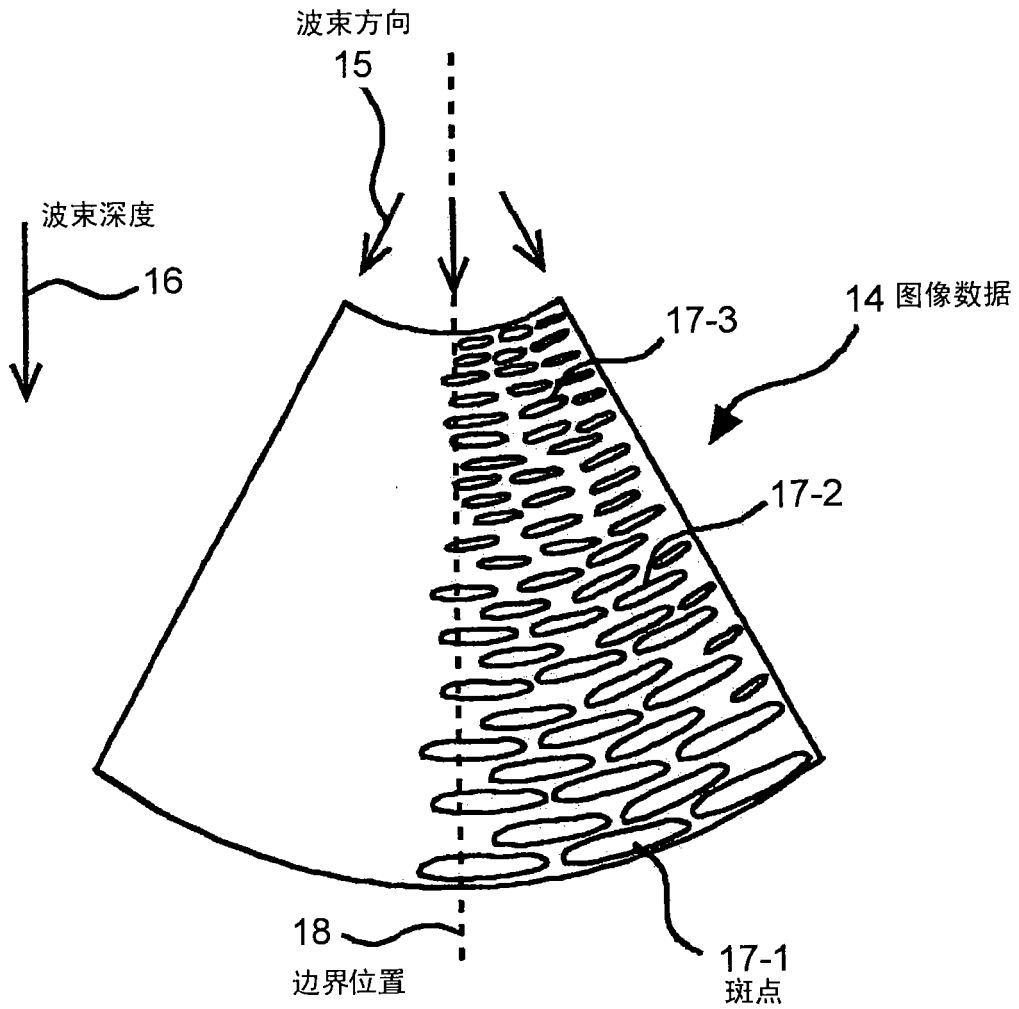


图 3

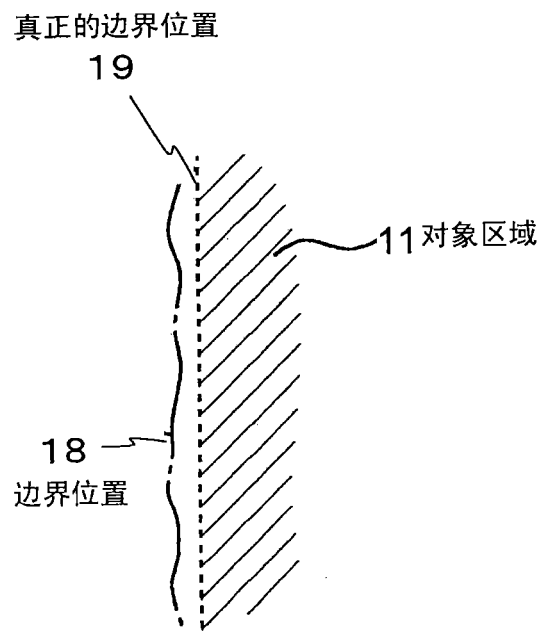


图 4

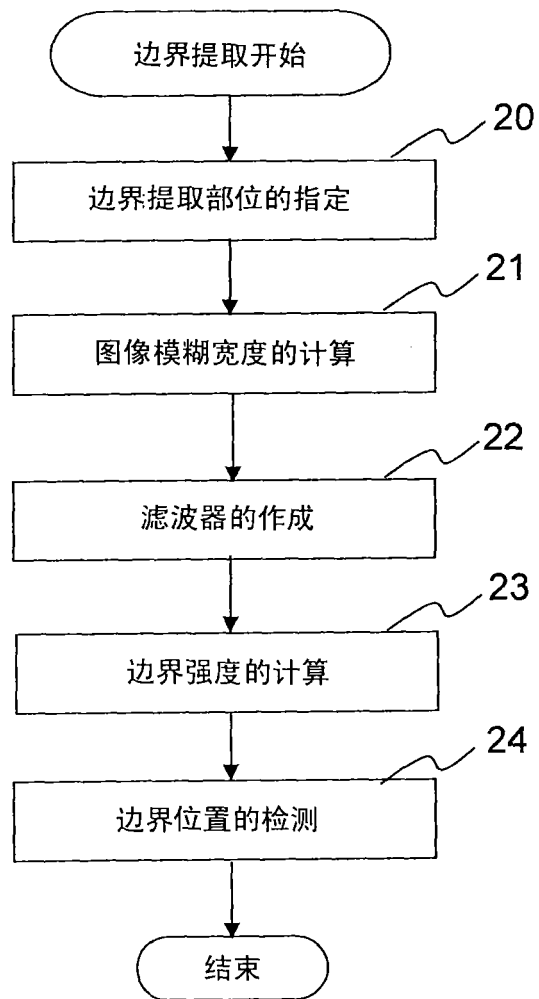


图 5

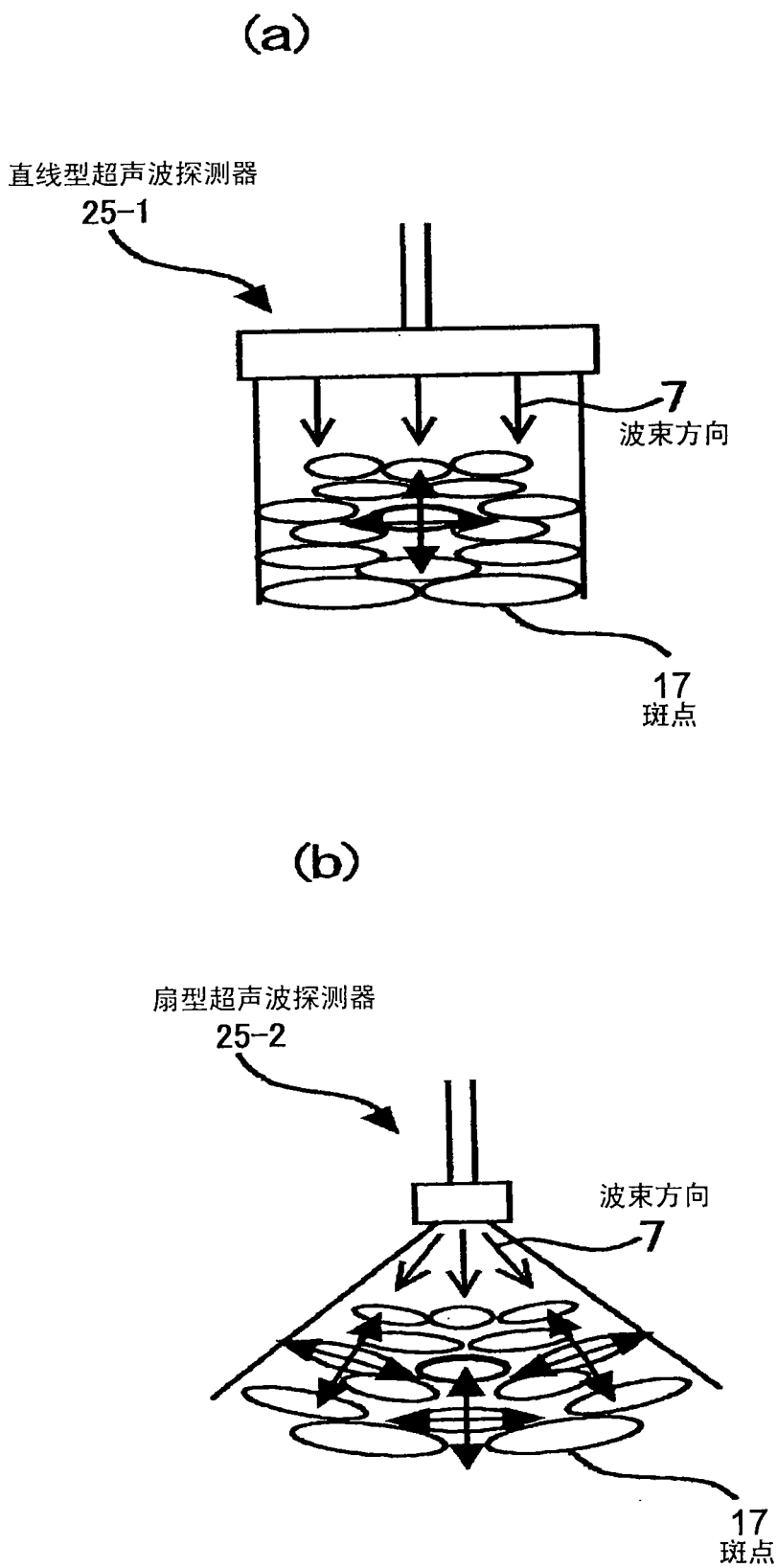


图 6

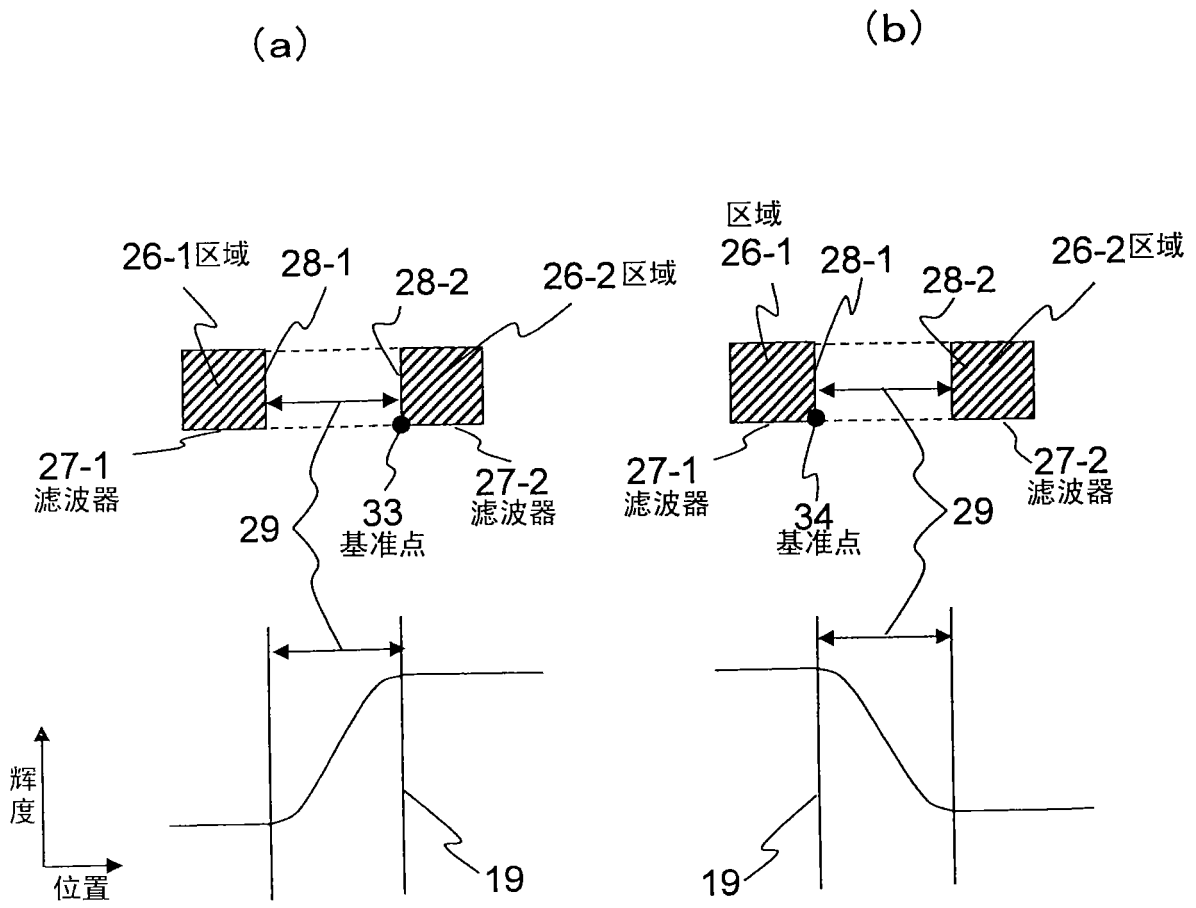


图 7

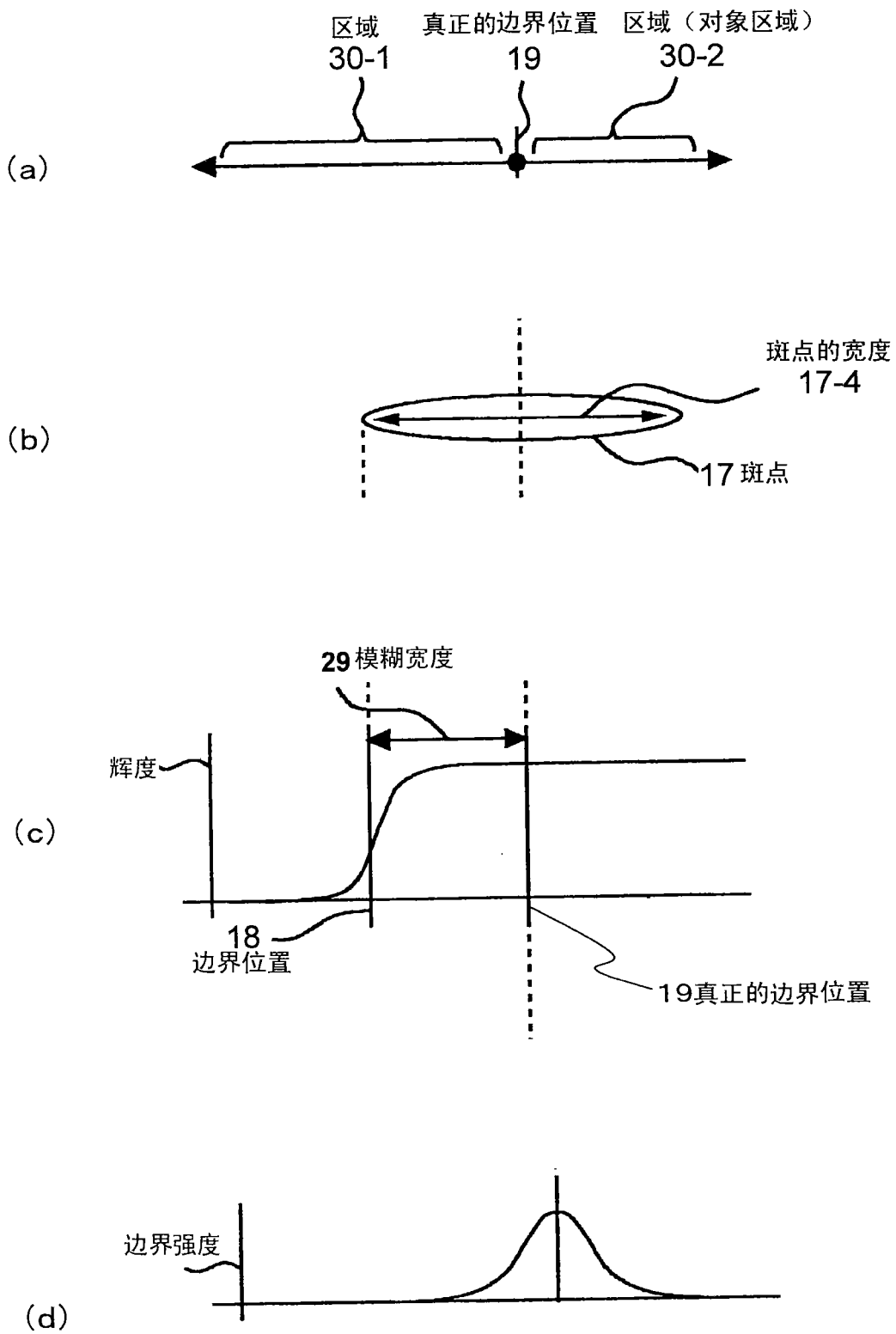


图 8

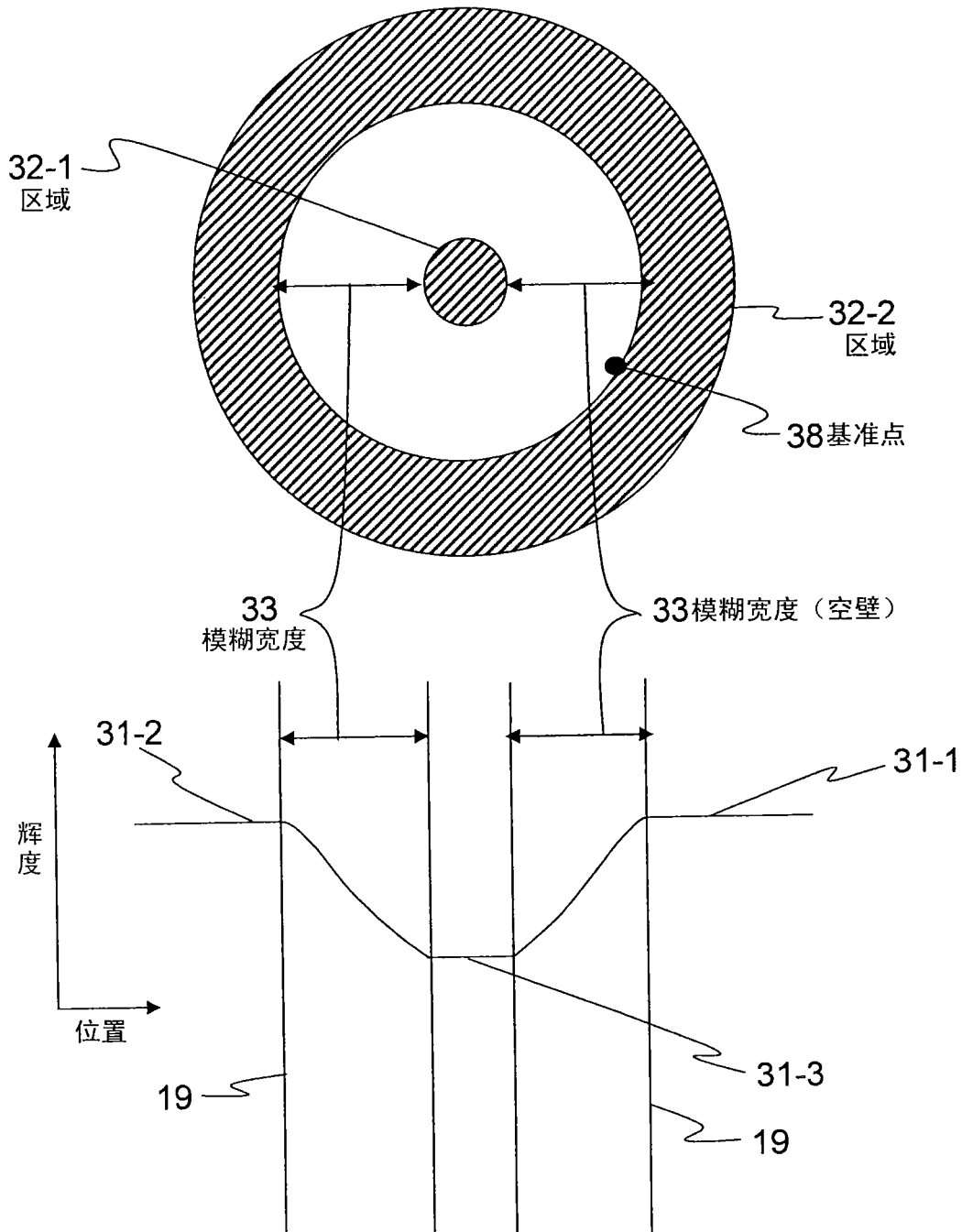


图 9

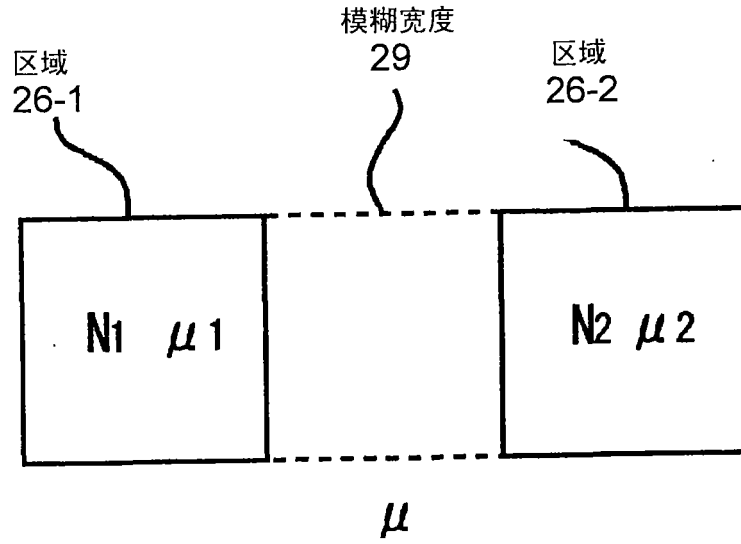


图 10

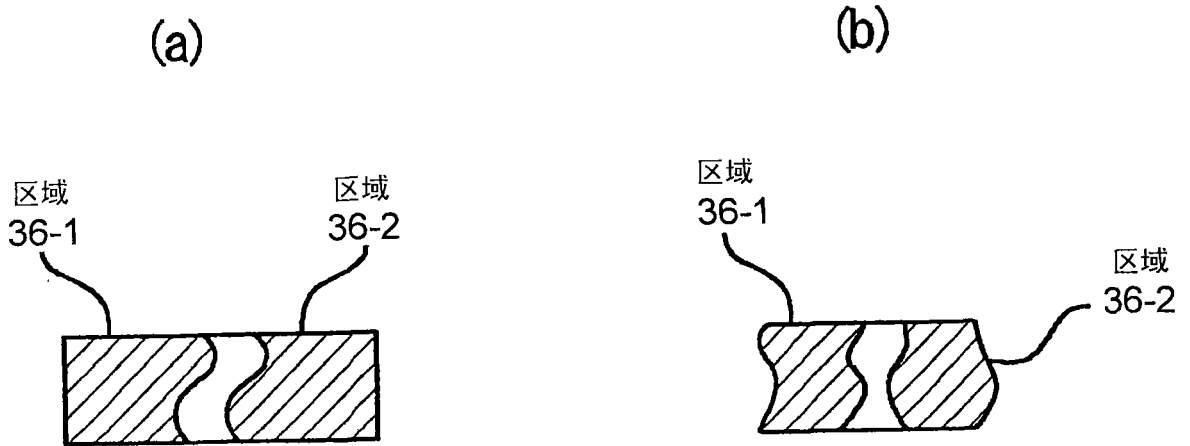


图 11

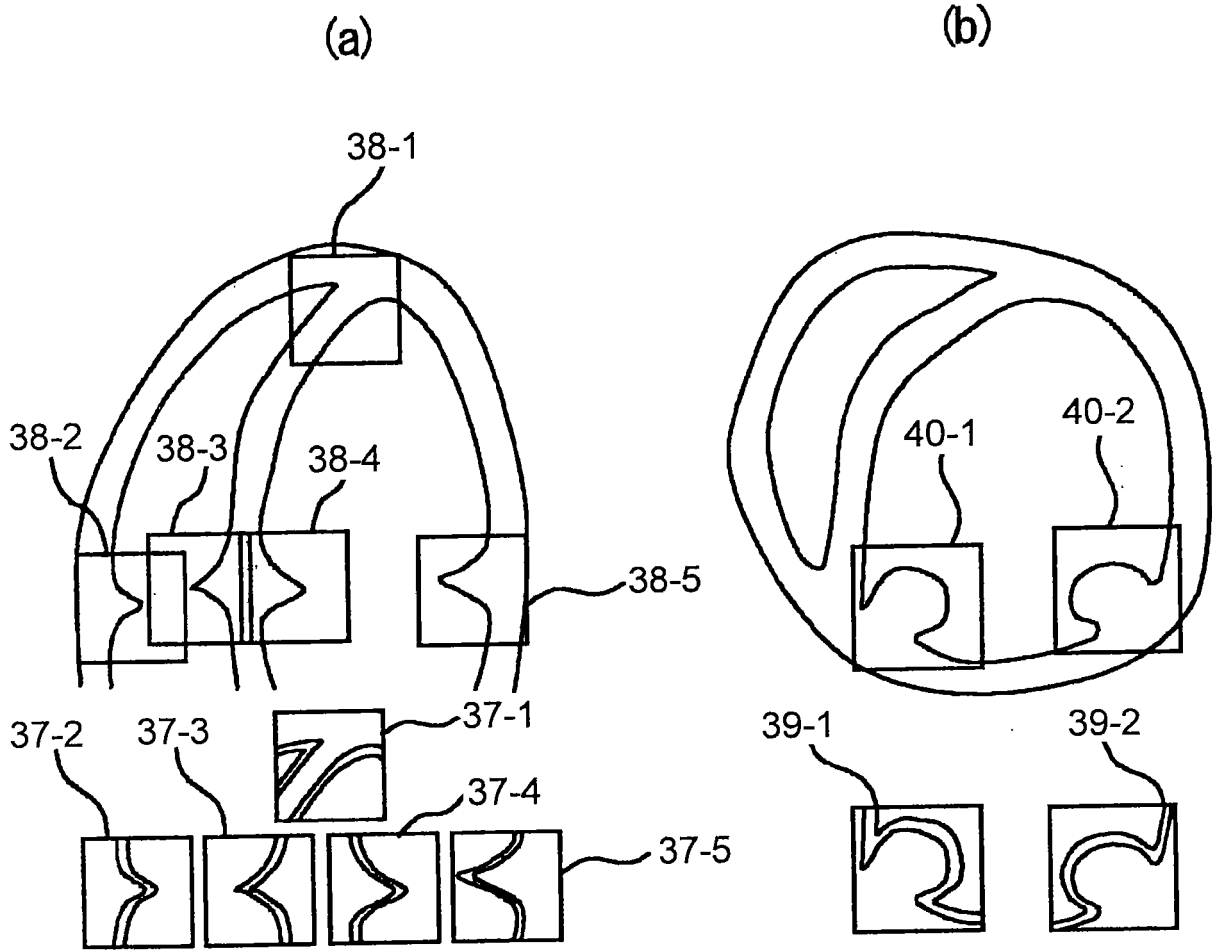


图 12

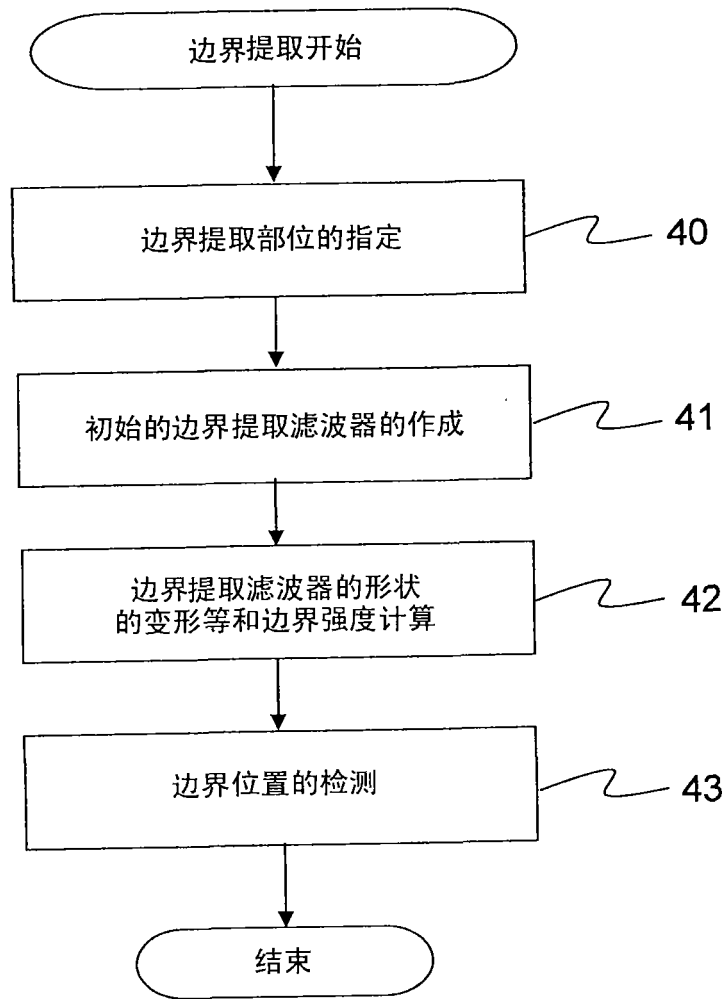


图 13

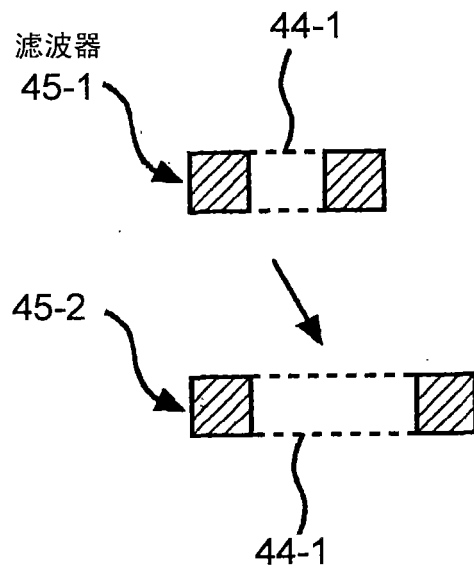


图 14

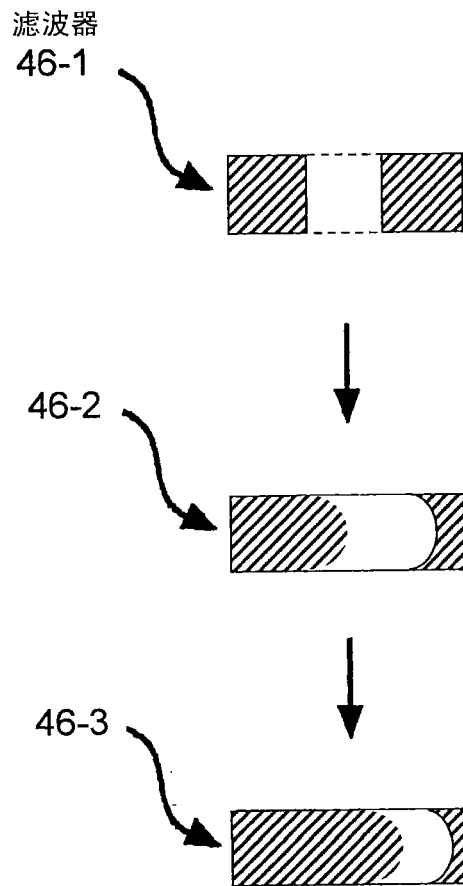


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN101448461A	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	CN200780018232.8	申请日	2007-05-14
[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	长野智章		
发明人	长野智章		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/469 G06T2207/10132 A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/5269 A61B8/486 G06T7/0085 A61B8/5223 G06T2207/30048 G06T7/13		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2006139865 2006-05-19 JP		
其他公开文献	CN101448461B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括：选择单元，其在上述显示单元所显示的超声波图像上，选择用于检测被检体的内脏器官的边界的位置的部位；边界提取滤波器设定单元，其设定边界提取滤波器，该边界提取滤波器由在上述超声波图像上空开规定间隔的两个区域构成；以及边界位置检测单元，其在由上述选择单元选择的部位附近，通过解析由边界提取滤波器设定单元所设定的边界提取滤波器内的像素数据，来检测上述边界的位置，由上述边界位置检测单元检测出的边界位置基于控制单元的控制被显示在上述显示单元上。

