

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780004532.0

[43] 公开日 2009年3月4日

[11] 公开号 CN 101378700A

[22] 申请日 2007.3.30

[21] 申请号 200780004532.0

[30] 优先权

[32] 2006.3.31 [33] JP [31] 100225/2006

[32] 2006.5.26 [33] JP [31] 147265/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/057219 2007.3.30

[87] 国际公布 WO2007/114375 日 2007.10.11

[85] 进入国家阶段日期 2008.8.5

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 神山直久 冈村阳子

[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

代理人 金春实

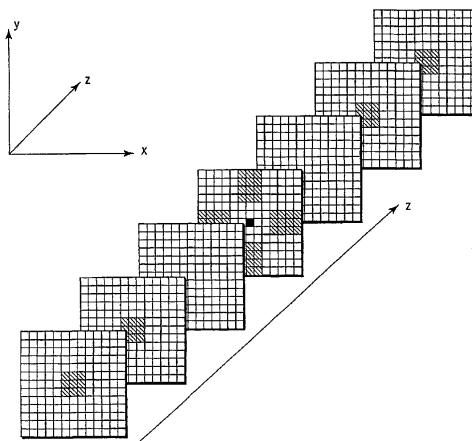
权利要求书5页 说明书32页 附图20页

## [54] 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法

## [57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。还使用与三维图像数据中包含的多个超声波图像实质上正交的方向(深度方向)所涉及的信息,来去除斑点图案。例如,执行三维CFAR处理、或者二维CFAR处理以及深度运算处理。由此,辨别三维地连续分布的连续结构物和局部存在的微小结构物而生成微小结构物提取图像。



1. 一种超声波诊断装置，具备：

超声波发送接收单元，对被检体发送超声波，接收来自该超声波的反射波，根据所接收到的反射波来发生多个帧的回波信号；

图像数据发生单元，根据上述多个帧的回波信号，发生由多个二维图像构成的三维图像数据；

图像生成单元，通过进行强调上述三维图像数据中包含的微小结构物的处理，生成第 1 图像；以及

显示单元，显示上述第 1 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，强调上述三维图像数据中包含的微小结构物的处理是减轻上述三维图像数据中包含的斑点图案成分的信号处理。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像生成单元利用构成在上述三维图像数据中包含的规定的二维图像的像素与构成在上述三维图像数据中包含的其他二维图像的像素之间的关系来执行减轻上述斑点图案成分的信号处理，从而提取出上述规定的二维图像中包含的微小结构物，

生成上述微小结构物被影像化的上述第 1 图像。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，减轻上述斑点图案成分的信号处理是三维地定义了内核图案的 CFAR 处理、使用了统计类似度滤波的处理、使用了空间高通滤波的处理中的任一个。

5. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像生成单元通过对上述多个二维图像分别进行减轻上述斑点图案成分的信号处理，在上述各二维图像中提取出具有规定的阈值以上的值的像素，

通过针对上述提取出的像素进行用于判定上述多个二维图像间的关系的深度运算，提取出在上述三维图像数据中包含的规定的二维

图像所包含的微小结构物，

生成上述微小结构物被影像化的上述第 1 图像。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于，减轻上述斑点图案成分的信号处理是二维地定义了内核图案的 CFAR 处理、使用了统计类似度滤波的处理、使用了空间高通滤波的处理中的任一个。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像生成单元在对上述多个二维图像分别进行了减轻上述斑点图案成分的信号处理之后，针对上述各二维图像上的像素，执行将该像素的值以及位于其附近的像素的值中的最大值设为该像素的新的值的图像处理，

在上述图像处理之后，执行上述深度运算处理。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像生成单元计算出上述多个二维图像间的移动向量，

根据上述计算出的移动向量，执行对上述多个二维图像间的位置偏移进行校正的校正处理，

在上述校正处理之后，执行上述深度运算处理。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述三维图像数据是使用具有摇动用于对上述被检体发送超声波的多个超声波振子的机构的超声波探测器、或二维地配置有上述多个超声波振子的超声波探测器来取得的。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，强调上述三维图像数据中包含的微小结构物的处理是，使用上述三维图像数据中包含的第 1 超声波图像以及根据该第 1 超声波图像的位置决定的第 2 超声波图像来提取出微小结构物的图像处理，是如下的处理，执行针对上述第 1 超声波图像上的各像素，与包括上述第 2 图像中空间上对应的像素的参照区域内的最大像素值进行差分的微小结构物提取处理，从而生成微小结构物提取图像。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还

具备指定单元，用于从多个超声波图像中指定上述第2超声波图像。

12. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备指定单元，使用多个超声波图像的各个和上述第1超声波图像来执行上述微小结构物提取处理，从而生成多个上述第1图像，根据与上述多个第1图像分别有关的像素值的总和，指定上述第2超声波图像。

13. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备指定单元，用于指定上述参照区域的尺寸。

14. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述第2超声波图像是关于上述第1超声波图像处于对称的位置的二个超声波图像，

上述图像处理单元根据针对上述第2超声波图像分别执行了上述微小结构物提取处理的结果，生成上述微小结构物提取图像。

15. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像处理单元通过针对多个上述第1超声波图像执行上述微小结构物提取处理，生成多个上述微小结构物提取图像，

通过执行使用了上述多个微小结构物提取图像的最大值投影处理，生成最大值投影图像，

上述显示单元以规定的方式来显示上述最大值投影图像。

16. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像处理单元针对上述第1超声波图像，执行用于去除斑点图案成分的规定的处理，

使用上述规定的处理后的上述第1超声波图像，执行上述微小结构物提取处理。

17. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述显示单元根据对上述第1超声波图像附加的与超声波探测器的位置有关的信息，显示示出了超声波探测器的位置的体位标志。

18. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备指定单元，在执行上述微小结构物提取处理的情况下，与其空间

动作连动地指定上述第 1 超声波图像的位置。

19. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像生成单元通过执行对上述三维图像数据中包含的多个位置所对应的多个像素，分别与离开规定距离的参照区域内的最大像素值进行差分的微小结构物提取处理，生成微小结构物提取图像，

上述显示单元以规定的方式显示上述微小结构物提取图像。

20. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波发送接收单元一边使用二维地排列的振动元件来形成在与断层像垂直的方向上厚度薄的声场，一边对被检体进行三维扫描，从而对与上述厚度薄的声场大致平行的方向发生上述多个帧的回波信号，

上述图像生成单元使用基于上述多个帧的回波信号的上述多个断层像的亮度信息，重构二维断层像。

21. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波发送接收单元通过电子延迟电路或机械式摇动机构，利用上述振动元件，对上述被检体进行三维扫描。

22. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述显示单元显示所重构的上述二维断层像。

23. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像生成单元针对上述多个断层像利用最大亮度投影法来生成上述二维断层像。

24. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像生成单元通过关于上述多个断层像针对所对应的各像素的亮度进行统计处理，并将根据其结果决定的代表亮度值作为像素值来进行构成，生成上述二维断层像。

25. 一种超声波诊断装置的控制方法，

使超声波诊断装置执行如下步骤：

对被检体发送超声波，

接收来自上述超声波的反射波，

根据上述接收到的反射波来发生多个帧的回波信号，

根据上述多个帧的回波信号,发生由多个二维图像构成的三维图像数据,

通过进行强调上述三维图像数据中包含的微小结构物的处理,生成第 1 图像,

显示上述第 1 图像。

## 超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法

### 技术领域

本发明涉及一种根据组织的回波信号来提取并显示生物体脏器中的微小的结构物的超声波诊断装置、以及超声波诊断装置控制方法。

### 背景技术

超声波诊断可以通过仅将超声波探测器抵接到体表的简单的操作来实时显示心脏的拍动或胎儿的动作的样子，并且由于安全性高所以可以进行反复检查。另外，可以说是系统的规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断设备相比小，且还可以易于移动到床边来进行检查等的简便的诊断手法。在该超声波诊断中使用的超声波诊断装置根据其所具备的功能的种类而分别不同，已开发出可以用单手搬运的程度的小型的装置，超声波诊断不会象 X 射线等那样产生辐射的影响，而还可以使用在产科和住宅医疗等中。

作为具有这样的各种优点的超声波诊断之一，有乳癌的早期诊断。在乳房组织中，公知在多数情况下作为乳癌的特征而发生微钙化（micro calcification）。微钙化病变局部地分散在 1 个或多个位置。钙（lime）与生物体组织相比更硬，所以易于反射超声波，所以期待在图像上成为高亮度。但是，在实际上从图像中目视的情况下，即使是几百微米程度，也难以提取。

另外，在超声波图像上，有时发生起因于超声波的随机的干涉的被称为斑点图案的干涉条纹。该斑点图案被利用于肝硬变的诊断等中。另一方面，与例如在上述乳癌诊断的情况下容易被遗漏的微钙化等微小结构物酷似，有时成为不易分辨的图像信息。因此，在乳癌诊断等中存在希望去除斑点图案这样的需要，作为解决该需要的技术，

例如有空间复合、CFAR ( Contrast False Alarm Rate, 恒虚警) 处理、类似度滤波等。此处, 空间复合是指, 重叠来自不同方向的发送接收信号来对斑点进行平滑化。CFAR 处理是指, 从对象像素减去周围的亮度平均, 并使用其来提取出高亮度部分。类似度滤波是指, 利用其统计性质, 来去除斑点。另外, 这些技术例如公开在日本特昭 61 - 189476 号公报、日本特开 2001 - 238884 号公报、日本特开 2003 - 61964 号公报、日本特开 2004 - 321582 号公报。另外, 除了这些斑点图案去除的手法以外, 虽然并非超声波诊断的领域, 但主要作为 X 射线诊断图像的应用而报告出各种对微钙化进行自动识别的尝试 ( 例如参照日本专利第 3596792 号公报) 。

进而, 作为用于提取出以微钙化为代表的微小结构物的其他技术, 有 MIP 处理。其是将多个图像帧的最大亮度作为代表值, 而对一张帧投影的处理。主要在三维图像处理中, 将体数据显示成二维图像时使用。理想情况下, 多个帧的信息被重叠到一张, 而可以得到信息量高的图像。另外, 还可以变更在以往的超声波诊断装置中搭载的画质调整参数来减轻斑点图案。另外, 例如如果将动态范围设得较小, 则仅显示特定的窄范围的信号。进而, 如果进行将增益设定得较低等最佳的调整, 则有时可以使信号相对小的斑点图案不显示, 而仅使信号相对大的微小结构物图像化。

但是, 在用于提取微小结构物的以往的手法中, 例如存在如下的问题。

诊断对象的乳腺中乳管等的结构复杂, 本来不是均质的脏器。因此, 如果进行以往的滤波处理, 则与检测到微钙化的同时, 还提取出乳腺结构 ( 作为结构物) , 而无法充分地区别两者。

另外, 乳管等是与微钙化相比显著大的结构物, 所以期待即使通过滤波处理而残存也可以通过目视来辨别, 但是根据发明者屡次研究的经验, 实际上往往难以辨别。特别在仅残存乳腺结构的一部分的情况下, 滤波后的图像将被观察成点状, 所以有时成为与微钙化类似的图像。

## 发明内容

本发明是鉴于上述情况而完成的，其目的在于提供一种可以正确地例如乳腺等连续结构物和微钙化部分等微小结构物，并提取出微小结构物的超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。

本发明的第 1 方面的超声波诊断装置具备：超声波发送接收单元，对被检体发送超声波，接收来自该超声波的反射波，根据所接收到的反射波来发生多个帧的回波信号；图像数据发生单元，根据上述多个帧的回波信号，发生由多个二维图像构成的三维图像数据；图像生成单元，通过进行强调上述三维图像数据中包含的微小结构物的处理，生成第 1 图像；以及显示单元，显示上述第 1 图像。

本发明的第 2 方面的超声波诊断装置的控制方法具备如下步骤：使超声波诊断装置对被检体发送超声波，接收来自上述超声波的反射波，根据上述接收到的反射波来发生多个帧的回波信号，根据上述多个帧的回波信号，发生由多个二维图像构成的三维图像数据，通过进行强调上述三维图像数据中包含的微小结构物的处理，生成第 1 图像，显示上述第 1 图像。

## 附图说明

图 1 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

图 2 是示出成为三维 CFAR 处理的对象的体数据的一个例子的图。

图 3 是示出成为三维 CFAR 处理的对象的体数据的一个例子的图。

图 4 是示出在三维 CFAR 处理中使用的内核图案的其他例子的图。

图 5A 是用于说明本微小结构物提取处理的效果的图。

图 5B 是用于说明本微小结构物提取处理的效果的图。

图 5C 是用于说明本微小结构物提取处理的效果的图。

图 6 是示出第 1 实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。

图 7A 是示出在二维 CFAR 处理中使用的内核图案的例子的图。

图 7B 是示出在二维 CFAR 处理中使用的内核图案的例子的图。

图 8 是用于说明深度运算处理（差分处理）的图。

图 9 是用于说明深度运算处理（频率解析处理）的图。

图 10 是示出第 2 实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。

图 11 是示出第 3 实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。

图 12 是示出位置检测装置 15 的一个例子的图。

图 13 是用于说明微小结构物提取处理的图。

图 14A 示出对象图像的示意图。

图 14B 示出参照图像的示意图。

图 15 是示出每个像素的信号强度（图像的亮度）的变化例的图。

图 16 是示出每个像素的信号强度（图像的亮度）的变化例的图。

图 17A 是示出微小结构物提取图像的显示方式的一个例子的图。

图 17B 是用于说明利用了差分图像的微小结构物提取图像的图。

图 17C 的上段是示出通常的 B 模式图像的图，下段是示出微小结构物提取图像的图。

图 18 是示出第 4 实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。

图 19 是示出第 5 实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。

图 20 是示出第 6 实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。

图 21 是示出第 7 实施方式的图像处理装置 2 的结构的框图。

图 22 是示出微小结构物提取处理专用设备 52 的一个例子的图。

图 23 是示出取得具有三维的区域的信息的断层像组 40 的样子的

图。

图 24 是说明从所取得的多个断层像检测出代表亮度的第 2 合成方法的图。

图 25A 是用于说明代表亮度检测的算法的概念图。

图 25B 是用于说明代表亮度检测的算法的概念图。

图 26 是作为应用了第 8 实施方式的运算区域的 ROI 的说明图。

### 具体实施方式

以下，参照附图对本发明的第 1 实施方式至第 7 实施方式进行说明。另外，在以下的说明中，对具有大致同一功能以及结构的结构要素，附加同一标号，而仅在必要的情况下进行重复说明。

#### (第 1 实施方式)

图 1 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构框图。如该图所示，本超声波诊断装置 11 具备超声波探测器 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成部 27、控制处理器 (CPU) 28、内部存储部 29、接口部 30。以下，对各个结构要素的功能进行说明。

超声波探测器 12 具有：多个压电振子，根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号来发生超声波，并将来自被检体的反射波转换成电信号；匹配层，设置在该压电振子中；以及衬背部件，防止超声波从该压电振子传播到后方，等等。如果从该超声波探测器 12 向被检体 P 发送了超声波，则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射，作为回波信号而被超声波探测器 12 接收。该回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面中的声阻抗之差。另外，所发送的超声波脉冲在正在移动的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波根据多普勒效应而依赖于移动体的超声波发送方向的速度分量，而受到频率偏移。

另外，本超声波诊断装置所具备的超声波探测器 12 可以对被检

体的三维区域进行超声波扫描。因此，超声波探测器 12 具有使振子沿着其排列方向的正交方向机械地摇动而对三维区域进行超声波扫描的结构、或者使用二维地排列的二维振动元件来通过电气控制对三维区域进行超声波扫描的结构等。在采用前者的结构的情况下，被检体的三维扫描是利用上述摇动电路来进行的，所以检查者可以仅通过使探测器主体接触到被检体来自动地取得多个二维断层像。还可以根据所控制的摇动速度来检测断面间的正确的距离。另外，在采用后者的结构的情况下，原理上，可以通过与以往的取得二维断层像相同的时间，对三维区域进行超声波扫描。

输入装置 13 与装置主体 11 连接，具有用于向装置主体 11 取入来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。例如，如果操作者对输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮进行操作，则超声波的发送接收结束，该超声波诊断装置成为临时停止状态。

监视器 14 根据来自扫描转换器 25 的视频信号，作为图像，显示生物体内的形态学信息 (B 模式图像)、血流信息 (平均速度图像、分散图像、功率图像等)、这些的组合。

外部存储装置 16 是磁盘 (软 (注册商标) 盘、硬盘等)、光盘 (CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录介质、以及读出存储在这些介质中的信息的装置。从各种记录介质读出的信息经由接口部 30 被传送到控制处理器 28。

超声波发送单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路 (pulsar circuit) 等。在脉冲发生器电路中，以规定的额定频率 (rate frequency)  $f_r$  Hz (周期:  $1/f_r$  秒)，反复发生用于形成发送超声波的额定脉冲 (rate pulse)。另外，在延迟电路中，对各额定脉冲，附加针对每个通道将超声波聚束成束状且决定发送指向性而所需的延迟时间。触发发生电路在基于该额定脉冲的定时，对探测器 12 施加驱动脉冲。

另外，超声波发送单元 21 具有为了按照控制处理器 28 的指示来

执行规定的扫描时序，而可以瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别，对于发送驱动电压的变更，利用可以瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或电气地切换多个电源单元的机构来实现。

超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。在放大器电路中，针对每个通道放大经由探测器 12 取入的回波信号。在 A/D 转换器中，对放大后的回波信号附加决定接收指向性所需的延迟时间，之后在加法器中进行加法处理。利用该加法，回波信号的来自与接收指向性对应的方向的反射分量被强调，利用接收指向性和发送指向性来形成超声波发送接收的综合束。

B 模式处理单元 23 从超声波接收单元 22 接收回波信号，实施对数放大、包络线检波处理等，而生成使用亮度的明亮度来表现信号强度的数据。该数据被发送到扫描转换器 25，作为利用亮度来表现反射波的强度的 B 模式图像，显示在监视器 14 上。

多普勒处理单元 24 根据从超声波接收单元 22 接收到的回波信号，对速度信息进行频率解析，提取出基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量，针对多点求出平均速度、分散、功率等血流信息。

图像生成单元 25 一般将超声波扫描的扫描线信号串转换成以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串（扫描转换），来生成作为显示图像的超声波诊断图像。

另外，图像生成单元 25 执行扫描转换以外的各种图像处理。即，图像生成单元 25 除了后述的微小结构物提取处理以外，例如还执行重新生成使用了扫描转换后的多个图像帧的亮度的平均值图像的方法（平滑化处理）、在图像内使用微分滤波的方法（边缘强调）、使用了三维重构算法的体重现等处理（三维图像重构）、使用图像间的差分的方法（差分运算）等。另外，输入到该图像生成单元 25 以前的数据有时被称为“原始数据”。

图像存储器（影像（cine）存储器）26 是保存例如与刚要固定前的多个帧对应的超声波图像的存储器。通过连续显示（影像显示）存储在该图像存储器 26 中的图像，还可以显示超声波运动图像。

图像合成部 27 将从图像生成单元 25 接收到的图像与各种参数的文字信息或刻度等一起合成，作为视频信号而输出到监视器 14。

控制处理器 28 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，对本超声波诊断装置主体的动作进行控制。控制处理器 28 从内部存储部 29 读出用于实现微小结构物提取功能的专用程序、用于执行规定的图像生成·显示等的控制程序而在自身所具有的存储器上展开，而执行与各种处理相关的运算·控制等。

内部存储部 29 保管有规定的扫描时序、用于实现各实施方式的微小结构物提取功能的专用程序、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息（患者 ID、医生的意见等）、诊断协议、发送接收条件、CFAR 处理控制程序、体位标志（body mark）生成程序、其他数据组。另外，根据需要，还使用于图像存储器 26 的图像的保管等。内部存储部 29 的数据还可以经由接口电路 30 传送到外部周边装置。

接口部 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置（未图示）相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据和解析结果等可以通过接口部 30，经由网络传送到其他装置。

#### （微小结构物提取功能）

接下来，对本超声波诊断装置 1 所具有的微小结构物提取功能进行说明。以微钙化等为代表的局部存在于一个位置的微小结构物、和以乳腺等为代表的三维地在一定的范围内具有连续的结构连续结构物在其空间分布的形态中本质上较大地不同。本功能着眼于该点，例如在乳房、肝脏、胰腺等的诊断中，根据空间分布的形态来区别两者，而生成积极地提取出微小结构物的图像（微小结构物提取图像）。

另外，在本实施方式中，为具体说明，作为用于从 B 模式图像去除斑点图案的手法，采用 CFAR 处理。但是，不限于此，例如也可以采用重叠来自不同方向的发送接收信号而对斑点图案进行平滑化的空间复合法、利用统计性质来去除斑点图案的类似度滤波法等各种方法。另外，所谓 CFAR 处理的用语是在雷达领域中使用的用语，由

于在本实施方式中根据其关联性来具体说明，所以为便于说明而使用“CFAR”这样的语句。但是，不限于在雷达领域中使用的方法、或者严密地使用了统计量的部分。

另外，使用了本微小结构物提取功能的处理（微小结构物提取处理）将三维图像数据设为其对象。此处，三维图像数据是指，具有多个二维图像的体数据、或者由不同的多个二维图像构成的数据（未必构成完全的体数据）。在本实施方式中，为具体说明，对使用了体数据的微小结构物提取处理进行说明。

图 2、图 3 是示出成为本 CFAR 处理的对象的体数据的一个例子的图。各图所示的体数据是将  $Z=0$  设为中心而在 Z 轴方向（与超声波图像大致正交的方向、还称为“深度方向”）上由前后 6 张超声波图像构成的，白色的矩形表示构成超声波图像的通常像素，黑色的矩形表示构成超声波图像的像素中的所注目的注目像素  $P_i$ ，白色和黑色的中间颜色的矩形表示位于注目像素  $P_i$  的附近而用于后述的（1）的平均处理中的像素（附近像素）。另外，各图所示那样的附近像素的图案被称为“内核（kernel）”。另外，如本实施方式那样使用了三维地定义的内核的 CFAR 处理被称为“三维 CFAR 处理”。

本实施方式的 CFAR 处理例如按照接下来的（1）～（3）的步骤来执行。

（1）首先，针对每个注目像素  $P_i$ ，求出该像素  $P_i$  的附近像素的亮度平均值。此时，也可以为了使自身的亮度不影响平均值，而使注目像素  $P_i$  本身不包含在附近像素的亮度平均值计算中。

（2）接下来，将从注目像素  $P_i$  的像素值减去所得到的平均值的值定义成与该注目像素  $P_i$  的位置对应的运算结果  $K_i$  而存储到内部存储部 29。针对所有注目像素  $P_i$ ，执行该运算处理。

（3）接下来，如果将预先决定的阈值设为  $T$ ，则在  $K_i \geq T$  的情况下，使用原来的亮度来显示该注目像素  $P_i$ （微小结构物的提取）。另一方面，在  $K_i < T$  的情况下，通过将该注目像素  $P_i$  的亮度值设为零而不显示（去除）。通过针对所有注目像素  $P_i$  执行这些处理，可以执行

与该图像相关的 CFAR 处理。

另外，在上述（3）的判定中，也可以在  $K_i \geq T$  的情况下，将亮度设为  $K_i$  而显示该注目像素  $P_i$ ，而在  $K_i < T$  的情况下，通过将该注目像素  $P_i$  的亮度值设为零而不显示。另外，通过使  $i$  变化成期望的值，可以将成为微小结构物提取的对象的二维图像（在图 2、图 3 的例子中为  $Z=0$  的图像）中包含的任意的像素设为注目像素  $P_i$ 。

在图 2、图 3 所示的例子中，为了缩短运算处理时间，将附近像素设置成十字型。但是，附近像素的排列不限于此，例如在运算处理所需的时间没有问题的情况下，也可以使用例如如图 4 所示那样被排列在更宽范围的附近像素来求出平均值。另外，在上述（1）的步骤中，求出了亮度平均值，但不限于此，也可以求出亮度最大值。

在以上叙述的本微小结构物提取处理中，针对 1 个注目像素  $P_i$ ，不仅是同一超声波图像上的附近像素，而且还将涉及与该超声波图像正交的方向（深度方向、在图 2、图 3 等中为  $Z$  轴方向）的附近像素也作为基准，而决定其像素值。一般，乳腺等连续结构物还包括深度方向地三维分布，另一方面，以微钙化部分为代表的微小结构物仅在局部存在的区域分布。因此，通过使用不仅是同一超声波图像上的附近像素而且还包括深度方向的三维内核图案，可以取舍选择具有三维连续性的高亮度像素。

图 5A、5B、5C 是用于说明本微小结构物提取处理的效果的图。在图 5A 所示的 B 模式图像（即本微小结构物提取处理前的图像）中，虽然描绘出乳管结构和微钙化，但其视认性较低，而难以观察。图 5B 所示的图像是利用使用了二维定义的内核的二维 CFAR 处理而取得的。在该图像中，虽然斑点图案被降低，但除了微钙化以外还残存乳腺结构的一部分，视认性稍微恶化。图 5C 所示的图像是利用本微小结构物提取处理来取得的图像（微小结构物提取图像）。在本微小结构物提取图像中，与图 5A、5B 所示的图像相比，更良好地提取出了微钙化部分。其原因在于，通过进行三维 CFAR 处理，可以辨别并去除在深度方向上也具有连续性的乳腺（连续结构物）。

另外,CFAR 处理对提取具有从斑点的变动逃脱的亮度的信号是有用的。作为具有类似的效果的运算手法,有高通滤波(仅提取出高频分量的信号处理)。也可以是代替本 CFAR 处理而采用使用了高通滤波的结构,但在斑点图案减少中,有时 CFAR 处理更优良。

(动作)

图 6 是示出本实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。如该图所示,首先,图像生成单元 25 接收成为对象的断层图像的帧( $j=k$ )的选择,接收由该帧及其前后合起来  $N+1$  张帧  $F_{k-N/2} \sim F_{k+N/2}$ (在图 2、图 3 的例子中  $Z = -6 \sim +6$  的前后 13 个帧)构成的三维图像数据,并存储到规定的存储器(步骤 S1, 步骤 S2)。

接下来,图像生成单元 25 把具有将成为对象的断层图像中包含的像素设为注目像素的规定的三维图案的内核设定成三维图像数据,执行三维 CFAR 处理(步骤 S3)。这样,在本微小结构物提取处理中,根据多个断面即三维空间信息的亮度来实施 CFAR 处理,根据成为对象的断层图像生成微小结构物提取图像。所生成的微小结构物提取图像经由图像合成部 27 显示在监视器 14 上,并且自动保存到存储装置 29 等(步骤 S4)。另外,微小结构物提取图像例如还可以与 CFAR 处理前的 B 模式图像或 CFAR 处理后的 B 模式图像一起,进行 Dual 显示或 Triplex 显示。此时,在同时显示不同种类的情况下,在各图像中光标被配置成对应于同一位置。

接下来,在将其他二维图像( $F_{k+1}$ )作为对象而再进行微小结构物提取处理的情况下,反复执行步骤 S1~步骤 S4 的各处理(步骤 S5)。

根据以上叙述的结构,可以得到以下的效果。

根据本超声波诊断装置,例如在乳房、肝脏、胰腺等的诊断中,将对超声波断层像(二维)进行的滤波处理扩展到三维,不仅是同一超声波图像,而且还使用涉及与该图像实质上正交的方向(深度方向)的信息,来去除斑点图案。因此,可以辨别三维地连续分布的连续结构物和局部存在的微小结构物,而生成提取出微小结构物的微小结构物提取图像。医生等通过观察该微小结构物提取图像,可以在短时间

内发现难以通过目视与斑点图案分辨且仅在某特定的断面像中显现的那样的微小结构物。

另外,根据本超声波诊断装置,可以读出存储在存储部中的斑点图案去除前的B模式图像、斑点图案去除后的B模式图像、微小结构物提取图像中的期望的图像,例如利用Dual显示、Triplex显示等规定的方式来显示。另外,在同时显示不同种类的各显示方式中,在各图像中光标被配置成对应于同一位置。因此,医生等观察者可以根据目的以期望的显示方式、期望的定时来显示微小结构物提取图像,并且可以利用多种图像迅速且简单地确定并观察微小结构物。

### (第2实施方式)

接下来,对本发明的第2实施方式进行说明。

本实施方式的超声波诊断装置的结构与图1所示的结构大致相同。以下,仅对不同的功能进行说明。

图像生成单元25执行本实施方式的微小结构物提取功能的处理(微小结构物提取处理)。

控制处理器28从内部存储部29读出用于实现本实施方式的微小结构物提取功能的专用程序而在本身所具有的存储器上展开,来执行规定的运算·控制等。

### (微小结构物提取功能)

在本实施方式的微小结构物提取功能中,使用用于去除斑点图案的处理以及计算深度方向的空间连续性的深度运算处理,来进行微小结构物提取处理。

即,在本微小结构物提取功能中,在读入了N张断层帧之后,对各帧,执行用于去除斑点图案的处理。在本实施方式中,为具体说明,作为用于去除斑点图案的处理,例如执行使用了在图7A、B所示那样的同一超声波图像上定义的二维内核的CFAR处理(二维CFAR处理)。但是,不限于此,也可以代替二维CFAR处理而采用类似度滤波处理、空间复合处理等。

接下来,对实施了斑点图案的去除处理后的N张帧图像,执行

深度运算处理，而生成微小结构物提取图像。此处，所谓深度运算处理是指，用于判定超声波图像上的结构物（高亮度区域）的深度方向所涉及的连续性的处理，例如可以采用接下来的各种手法。

### （1）差分运算

认为在二维 CFAR 处理后在超声波图像上残存的连续结构物是比微钙化部分大的结构物，且具有深度方向的连续性。根据该观点，连续结构物例如以图 8 所示那样的状态存在于(被影像化)二维 CFAR 处理后的相前后的各帧图像上。因此，如果根据连续或接近的帧图像来生成差分图像(例如从图像  $F_j$  减去图像  $F_{j-1}$ )，则利用该差分图像，可以仅提取出不连续地存在的微小结构物(例如微钙化部分)。

另外，如果各断层像的距离小，则图像间之差变小。因此，在微小结构物的大小超过像素间之差的情况下，差分结果成为零。为了解决这样的问题，也可以构成为对于差分中使用的帧，不仅仅是所邻接的帧，而且还根据需要相隔  $n$  张(其中  $n$  为自然数)而进行差分。另外，微小结构物的大小依赖于个体。因此，优选由操作者利用来自输入装置 13 的规定操作，来任意选择在哪些帧之间生成差分图像(即  $n$  的值)。

另外，在将超声波探测器 12 设为具备摇动电路的探测器的情况下，自动地取得的多个断层图像间的距离的信息也被同时得到。因此，也可以将所得到的断层图像间的距离作为基准，来确定仅离开期望的距离(例如平均 2mm)的断层像。

另外，此处差分图像处理 and CFAR 处理的顺序也可以相逆。即，也可以首先根据连续或接近的帧图像来生成差分图像，之后，对所得到的二维图像进行 CFAR 处理来去除无需的组织像，而提取出不连续地存在的微小结构物。

### （2）空间频率解析

图 9 是针对在图 8 所示的  $N$  张图像间位置所对应的像素，示出针对深度方向的频率变化的曲线。在该图中，在与微小结构物以外对应的像素中，如曲线 A 所示，与深度方向相关的其像素值的频率变化

缓慢。另一方面，在与微小结构物对应的像素中，如曲线 B 所示，存在其像素值的频率变化剧烈的部分。因此，如果对深度方向进行高通滤波（high pass filter）处理，则缓慢的变化被去除，所以可以仅提取出钙化部分等微小结构物。

#### （变形例 1）

接下来，对本实施方式的微小结构物提取处理的变形例进行说明。

一般，在进行三维扫描的情况下，如果相对于断面在上下左右方向（即，图 2、图 3 的 x、y 方向）上产生偏移，则即使是连续的结构，也存在在像素单位中丧失其连续性的危险性。本变形例提供用于解决该问题的手法。

即，在对包含在体数据中的各二维图像执行了二维 CFAR 处理之后，对深度运算处理前的各二维图像的各像素，执行将同一二维图像上的与附近像素进行比较后的最大值作为新的像素而重新生成的图像处理。该图像处理可以对于坐标（x，y）的像素值 P（x，y）如下那样表述。

$$P'(x, y) = \text{MAX}[P(x-i, y-j)]$$

（其中，i、j 为满足  $-m < i < m$ 、 $-n < j < n$  的任意整数）

利用这样的图像处理，即使在上下左右方向上偏移的情况下，也可以通过二维 CFAR 处理使残存的亮度信息包含在各二维图像上。因此，可以良好地进行作为深度运算处理的差分运算、频率解析等。

#### （变形例 2）

接下来，对本实施方式的微小结构物提取处理的其他变形例进行说明。在本变形例 2 中，利用与变形例 1 不同的手法，对二维图像间的上下左右方向的偏移进行校正。

即，在本变形例中，利用 2 张二维图像间的移动向量，对二维图像间的上下左右方向的偏移进行校正。例如，从在时间方向上连续的图像帧校正图像的模糊的技术（将 1 张图像分成多个区域后，针对该各个区域根据图像图案的相关来求出帧间的移动方向以及移动量的

手法等)已经搭载于市面上销售的录像机等中。如果使用利用这样的手法来计算出的动作向量,来对图像帧的显示位置进行校正,则上述上下左右方向的模糊被减轻,可以理想地区别微小结构物和除此以外的结构物。

### (动作)

图 10 是示出本实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。如该图所示,首先,图像生成单元 25 接收由成为对象的 N 张二维图像构成的三维图像数据,并存储到规定的存储器(步骤 S11)。

接下来,图像生成单元 25 对各二维图像设定具有规定的二维图案的内核,而执行二维 CFAR 处理(步骤 S12)。接下来,图像生成单元 25 使用各二维图像来执行深度运算处理,生成微小结构物提取图像(步骤 S13)。所生成的微小结构物提取图像经由图像合成部 27 显示在监视器 14 上,并且自动地保存到存储装置 29 等中(步骤 S14)。

根据以上叙述的本实施方式的超声波诊断装置,在对各二维图像进行了去除斑点图案的处理之后,执行深度运算处理。因此,可以在二维图像内提取出高亮度区域,并且可以根据该高亮度区域的深度方向的分布来提取出微小结构物,并将其作为微小结构物提取图像进行影像化。其结果,可以实现与第 1 实施方式同样的效果。

### (第 3 实施方式)

接下来,对本发明的第 3 实施方式进行说明。在本实施方式中,不进行在实施方式 2 中去除斑点图案的处理,而使用 N 张二维图像直接进行深度运算处理。

图 11 是示出本实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。如该图所示,首先,图像生成单元 25 接收由成为对象的 N 张二维图像构成的三维图像数据,并存储到规定的存储器(步骤 S21)。

接下来,图像生成单元 25 使用各二维图像来执行深度运算处理,而生成微小结构物提取图像(步骤 S22)。所生成的微小结构物提取图像经由图像合成部 27 显示在监视器 14 上,并且自动地保存到存储装置 29 等中(步骤 S13)。

根据以上叙述的本实施方式的超声波诊断装置,使用构成三维图像数据的多个二维图像来执行深度运算处理。因此,可以根据三维图像数据内包含的结构物的深度方向的分布来提取出微小结构物,并将其作为微小结构物提取图像而进行影像化。其结果,可以实现与第1以及第2实施方式同样的作用效果。

#### (第4实施方式)

接下来,对本发明的第4实施方式进行说明。在本实施方式的超声波诊断装置1中,根据需要,设置有位置检测装置15。该装置检测与针对摄影对象(即诊断部位)的超声波探测器12的位置相关的信息。此处,与超声波探测器12的位置相关的信息是指,探测器12的绝对位置信息、相对位置信息、探测器12的可动前的位置信息和可动速度以及时间、其他用于确定扫描时的超声波探测器12的位置的信息。

图12是示出位置检测装置15的一个例子的图。如该图所示,位置检测装置15具有可动台150、驱动部151。在可动台150上,可以经由专用适配器来设置超声波探测器12。驱动部151根据来自控制处理器28的控制,来使所设置的超声波探测器12沿着可动台150移动。另外,驱动部151在内部具有旋转编码器(rotary encoder)等,对可动台150上的超声波探测器12的位置进行检测,而向控制处理器28逐次发送该检测结果。

在取得超声波图像时,作为诊断对象的乳房在浸入到水槽17的状态下被配置于规定的位置,被固定成在检查过程中不移动。另外,超声波探测器12以及位置检测器15被配置在水槽17的底面侧。控制处理器28通过控制驱动部151以使超声波探测器12以规定的速度移动,并且执行超声波发送接收,来执行自推进式超声波扫描。来自探测器12的图像与实施方式1同样地被送到装置主体。另外,从驱动部151取得的位置信息被实时地利用于后述的与探测器位置相关的信息生成,并且被记录成各帧的附带信息而进行管理。

#### (微小结构物提取功能)

当在超声波断层像（B模式像）中观察到被考虑成微小的结构物的亮点（以下简称为亮点）时，实际上难以判断其的确是微钙化那样的结构物、还是乳腺那样的组织结构的一部分。特别，无法使用1张静态图像来进行诊断。

但是，两者例如具有如下那样的不同点。

A 微钙化物的组成比生物体组织硬，原理上应得到更大的超声波反射信号。根据我们的研究结果，也判明成基于微钙化的亮点的信号电平比周围的斑点图案的最大值稍微高。但是，当作为亮度而显示在监视器上的情况下，难以通过目视来判定该信号电平之差。

B 微钙化物是局部存在的微小结构物，另一方面，乳腺等生物体组织是三维地在一定范围内具有连续的结构连续结构物，在其空间分布的形态中，本质上较大地不同。因此，如果还加进深度方向的三维连续性，则可以期待判定两者的差异。

本功能着眼于该点，例如在乳房、肝脏、胰腺等的诊断中，根据亮度的微小差异、以及空间分布的形态来区别两者，而生成积极地提取出微小结构物的图像（微小结构物提取图像）。

另外，使用了本微小结构物提取功能的处理（微小结构物提取处理）将图像组数据设为其对象。此处，图像组数据是指，具有多个二维图像的体数据、或由不同的多个二维图像构成的数据（未必构成完全的体数据）。在本实施方式中，为具体说明，对使用了作为体数据的图像组数据的微小结构物提取处理进行说明。这样的图像组数据可以通过使超声波探测器12沿着与其振子排列方向正交的方向机械地摇动而对三维区域进行超声波扫描来取得。另外，通过使用二维地排列有超声波振动元件的超声波探测器12而利用电气控制对三维区域进行超声波扫描，也可以同样地取得图像组数据。进而，在使用可以进行图12所示的自推进式扫描的设备的摄影、或者使用一维地排列有超声波振动元件的超声波探测器（根据需要设置有位置传感器的探测器）以手动形式取得多个断层的摄影等中，也可以同样地取得图像组数据。

图 13 是用于说明微小结构物提取处理的图。如该图所示，从包含在图像部数据中的多个二维图像，选择对象图像 31 和参照图像 32。对象图像 31 是成为本微小结构物提取处理的对象的图像。参照图像 32 是与对象图像 31 在空间上不同（例如从对象图像离开 k 帧）的其他断层像，是被利用于本微小结构物提取处理中的图像。这些图像与 B 模式诊断同样地，优选为从探测器主体垂直方向的断面。

图 14A 示出对象图像的示意图，图 14B 示出参照图像的示意图。在本微小结构物提取处理中，通过从对象图像减去参照图像，来生成差分图像。此时，针对对象图像上的各像素  $(x_i, y_i)$ （被称为对象像素或注目像素），决定在参照图像上设定的参照区域  $R_i$  内存在的像素的代表值，将其从对象像素  $(x_i, y_i)$  的值减去。此处，参照区域是指，以任意的尺寸在参照图像上进行设定，以包括参照图像上的坐标与对象像素相同的像素（对应像素）。另外，对于参照区域  $R_i$  的代表值，只要是代表参照区域  $R_i$  的特征的值，则可以是任意的值。作为具体例，可以举出最大值、平均值、中央值等。在本实施方式中，作为代表值，采用最大值。可以如下面的式（1）那样表示该差分图像的生成。

$$Q_i(x_i, y_i) = P_i(x_i, y_i) - \text{MAX}[P_{i-k}(x_i + m, y_i + n)] \quad (1)$$

此处， $Q_i(x_i, y_i)$  表示差分图像的各像素的值， $P_i(x_i, y_i)$  表示对象图像上的对象像素的值， $P_{i-k}(x_i, y_i)$  表示位于与  $P_i(x_i, y_i)$  在空间上对应的位置上的参照图像上的各像素的值， $P_{i-k}(x_i + m, y_i + n)$  表示参照区域  $R_i$  内的各像素的值， $m$ 、 $n$  表示指定参照区域的大小的任意的值， $\text{MAX}[]$  表示从  $[]$  内选择最大值的运算。因此，图 14B 例示出在  $x$  轴方向以及  $y$  轴方向上都  $\pm 2$  个像素、而总计由 25 个像素构成的参照区域  $R_i$ 。另外，在该减法处理中，在结果为负数的情况下，优选全部设为零（亮度值 = 黑）。

利用本微小结构物提取处理生成的差分图像去除连续结构物以及随机的斑点图案，而适当地对微小结构物进行影像化。其基于以下的理由。即，在构成图像组数据的二维超声波图像上残存的连续结构

物是比微钙化物大的结构物，并具有深度方向的连续性。根据该观点，在注目于超声波断层像的某1点的情况下，在连续结构物中，例如图15所示那样的信号强度（图像的亮度）A的变化缓慢。另一方面，在微小结构物中，如图15的信号强度B那样，仅包含在特定的图像中。因此，如果从连续或接近的帧图像生成差分图像（例如从图像 $F_i$ （对象图像）减去图像 $F_{i-1}$ （参照图像）），则利用该差分图像，有时可以仅提取出不连续地存在的微小结构物（例如微钙化部分）。

但是，在发明者等的研究中，还得出存在仅通过这样的图像间的差分无法进行有效的提取的情况的结论。该情况例如在对象图像上随机地发生斑点图案时、在对象图像和参照图像之间在空间位置上发生偏移时等，尤其显著。

在本微小结构物提取处理中，针对对象图像上的各像素 $(x_i, y_i)$ ，通过从像素 $(x_i, y_i)$ 的值减去在参照图像上设定的参照区域 $R_i$ 内存在的像素的最大值，来生成作为微小结构物提取图像的差分图像。因此，例如，即使在对象图像与参照图像之间在空间位置上发生偏移的情况下，利用对象图像上的对象像素来影像化的部位也存在于参照图像上的参照区域。其结果，可以提高微小结构物的提取性能。

在本微小结构物提取处理中，参照图像的选择、以及参照区域尺寸的选择没有限定，但作为其基准例如可以举出如下的例子。

第一，可以根据影像化目标（当前情况下为钙化部位）的大小，选择参照图像。即，在进行差分处理时，如果帧间的距离小，则图像间之差变小。因此，在微小结构物的大小超过图像间之差的情况下，差分结果成为零。为了解决这样的问题，优选为从对象图像离开了超过预测的微小结构物的大小的程度的帧选择成参照图像。

第二，可以根据在对象图像与参照图像之间预想的位置偏移的大小，选择参照区域尺寸。即，在进行差分处理时，在对象图像与参照图像之间的位置偏移超过参照区域尺寸的情况下，利用对象图像上的对象像素影像化的部位不存在于参照图像上的参照区域。为了解决该问题，优选为参照区域具有超过在对象图像与参照图像之间可预想的

位置偏移的大小的尺寸。

第三，可以根据斑点图案的大小，选择参照图像。即，在进行差分处理时，在对象图像与参照图像の間隔超过斑点图案的尺寸的情况下，差分结果成为零，而与微小结构物一起提取出斑点图案。为了解决这样的问题，优选选择参照图像，以使与对象图像の間隔小于斑点图案的大小。另外，斑点图案的尺寸依赖于发送超声波的频率。因此，进一步优选为还根据发送超声波的频率来选择参照图像。

第四，可以根据影像化对象以外的结构物的尺寸，选择参照区域尺寸以及参照图像。即，在进行差分处理时，在对象图像与参照图像の間隔超过影像化对象以外的结构物的尺寸的情况下，差分结果成为零，而与影像化对象一起提取出该结构物。为了解决这样的问题，优选选择参照图像，以使与对象图像の間隔小于影像化对象以外的结构物的大小。

根据以上的基准，利用经由输入装置 13 的手工操作，可以将参照图像的位置以及参照区域的尺寸设定成任意的值。另外，对于参照图像的位置，还可以通过对沿着超声波断层面的深度方向摇动或扫描的速度进行控制来决定。在本实施方式中，为具体说明，对象图像与参照图像之间的间隔以及参照区域尺寸都设为几毫米左右。

还可以利用以下那样的手法来自动地决定参照图像的位置。即，首先，图像生成单元 25 作为参照图像选择帧  $F_{i-1}$ ，对它与对象图像  $F_i$  进行差分处理。接下来，运算出作为结果得到的差分图像上的亮度值（像素值）的总和  $S_1$ 。将其他的帧  $F_{i-2}$ 、 $F_{i-3}$ 、... 作为参照图像，而执行同样的处理，同样地运算出各总和  $S_2$ 、 $S_3$ 、...。一般，诊断图像内的微小结构物并不是大量地存在的。因此，各总和  $S_i$  的大部分是由于组织结构的微小的变化而引起的残差，其伴随帧距离变大而增大。着眼于该点，可以将与比预定的阈值大的总和  $S_i$  对应的帧选择成适合于差分运算的参照图像。

另外，如果某像素的亮度值的变化为图 15 的信号强度  $B$  所示的形态，则即使相对于对象图像仅有一张参照图像，也可以适当地区别

微小结构物、连续结构物以及随机的斑点图案。但是，在某像素的亮度值的变化为图 15 的信号强度 C 所示的形态的情况下，如果仅使用一张参照图像 32，则无法适当地区分微小结构物、连续结构物以及随机的斑点图案。其原因为，在亮度值变化为图 15 的信号强度 C 所示的形态的情况下，在微小结构物中，不论是否为内，对象图像  $F_i$  与参照图像  $F_{i+m}$  的差分都不为零。

为了解决这样的问题，在本超声波诊断装置 1 中，可以将参照图像 32 设定成二张以上。例如，使用如图 16 所示从对象图像前后离开  $\pm m$  个帧的二个参照图像，来计算出对象图像  $F_i$  与参照图像  $F_{i+m}$  的差分值以及对象图像  $F_i$  与参照图像  $F_{i-m}$  的差分值。其结果，在双方的差分值之间存在大小关系的情况下，可以推定成亮度值变化为图 15 的信号强度 C 所示的形态，所以作为差分图像的关于该像素的值，采用小的差分值。另外，即使在将参照图像 32 设定成二张以上的情况下，各参照图像的选择基准也如上所述。另外，为了可以更适当地提取出微小结构物，优选相对于对象图像对称地选择参照图像。

#### （差分图像的显示方式）

接下来，对利用微小结构物提取处理得到的微小结构物提取图像的显示方式进行说明。另外，可以单独或组合多个来使用以下叙述的各实施例的显示方式。

#### （实施例 1）

在本实施例的显示方式中，将作为微小结构物提取图像的差分图像与表示取得在该差分图像的生成中使用的对象图像时的超声波探测器位置的信息一起显示。表示超声波探测器位置的信息只要是发挥其目的的信息，则可以是任意信息，但作为典型例子，可以举出如图 17A 所示那样的、在体位标志上设定的超声波探测器 12 的示意图。这样的表示超声波探测器位置的信息可以根据由例如图 12 所示的位置检测装置 16 检测出的探测器位置信息来生成。在图 17A 的体位标志的情况下，图像合成部 27 按照控制处理器 28 的控制，来生成表示了探测器位置的体位标志，并与差分图像合成而送到监视器 14。由此，

可以以图 17A 所示的方式，与表示超声波探测器位置的信息一起显示差分图像。另外，也可以根据需要，根据构成图像组数据的二维图像的所有探测器位置信息，将超声波探测器 12 的扫描范围或已经显示完毕的区域作为“轨迹”，在体位标志上利用不同颜色来显示。

#### （实施例 2）

在本实施例的显示方式中，如图 17B 所示，使用利用微小结构物提取处理得到的多个差分图像（例如与图像组数据对应的差分图像）来执行 MIP 处理（Maximum Intensity Projection: 最大值投影处理），将由此得到的 MIP 图像作为微小结构物提取图像进行显示。由此，可以将多个差分图像中包含的微小结构物的信息凝缩在 1 张 MIP 图像上。通过将该 MIP 图像利用成电子病历卡等的附加数据，可以实现管理数据尺寸的缩减。

#### （实施例 3）

在本实施例的显示方式中，使用定量解析从图像组数据提取出具有一定的可靠性的差分图像，并使用其来执行上述实施例 2 的 MIP 处理。即，针对与图像组数据对应的差分图像的各像素，生成亮度曲线，使用其而计算出某期间（例如帧间隔）内的时间上的变化量及其标准偏差。与所得到的结果中的表示显著地不同的值的标准偏差（例如具有规定的阈值以上的标准偏差）对应的像素可以说是微小结构物的可能性高。因此，通过提取出具有该图像的差分图像，并进行使用这些的 MIP 处理，可以提高微小结构物的提取精度。

#### （实施例 4）

在本实施例的显示方式中，可以以重叠显示、Dual 显示、Triplex 显示中的任一个方式来显示通过使用了微小结构物提取处理前的 B 模式图像、微小结构物提取图像、差分图像的 MIP 处理所得到的 MIP 图像。在重叠显示的情况下，斑点图案去除前的 B 模式图像和去除后的新的图像可以通过分别改变基本颜色并重叠来进行两者的识别。另外，在 Dual 显示那样的并列显示中，在同时显示不同类型的图像的各显示方式下，在各图像中光标被配置成对应于同一位置。因此，医

生等观察者可以根据目的以期望的显示方式、期望的定时来显示微小结构物提取图像，并且可以利用多种图像迅速且简单地确定并观察微小结构物。

#### (动作)

图 18 是示出本实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。另外，为具体说明，在图 18 的例子中，采用上述实施例 1 的显示方式。如该图所示，首先，伴随体扫描开始而接收向微小结构物提取处理迁移的指令，读入必要的参数组（步骤 S31、S32）。此处，微小结构物提取处理所需的参数组是指，参照图像的数量、与对象图像的距离、平滑处理（最大值运算）的区域等。

接下来，利用使用了规定的手法的体扫描，取得与乳房相关的图像组数据，并存储到存储器（步骤 S33）。之后，图像生成单元 25 通过计算出每个参照图像的参照区域的代表值（步骤 S34），并使用该代表值来执行上述的微小结构物提取处理，来生成与图像组数据对应的多个差分图像（步骤 S35）。所得到的差分图像例如与具有探测器位置信息的体位标志一起显示在监视器 14 上，并被自动地保存（步骤 S36）。

之后，直到进行结束图像固定或本发明的影像模式的指令，诊断装置重复执行本微小结构物提取处理。

#### (效果)

根据以上叙述的结构，可以得到以下的效果。

根据本超声波诊断装置，例如在乳房、肝脏、胰腺等的诊断中，还使用该图像实质上正交的方向（深度方向）所涉及的信息，来提取出不连续地存在的微小结构物。特别，在微小结构物提取处理中的最大值平均化中，还可以有效地去除无法使用对象图像与参照图像的简单的差分来完全去除的、由于斑点图案的变动或结构物的断面方向的位置偏移而引起的残存。

图 17C 上段是示出通常的 B 模式图像的图，图 17C 下段是示出微小结构物提取图像的图。在对双方进行比较的情况下，在图 17C 上

段示出的通常的 B 模式图像中，除了微钙化部位以外，组织的一部分也被影像化，而分散存在多个点状的高亮度部位。因此，无法以肉眼识别哪个点对应于微钙化部位。另一方面，在图 17C 下段所示的微小结构物提取图像中，仅提取出微钙化部位，而被影像化成点状的高亮度部位。

因此，可以辨别三维地连续分布的连续结构物和局部存在的微小结构物，而实时生成并显示提取出微小结构物的微小结构物提取图像。医生等通过观察该微小结构物提取图像，可以在短时间内发现难以通过目视与斑点图案分辨且仅在某特定的断面像中显现的那样的微小结构物。

另外，在本超声波诊断装置中，可以任意地选择成为微小结构物提取处理中使用的参照图像的帧以及参照区域的尺寸。因此，通过设定成为与检查目的或个体差对应的参照图像的帧以及参照区域的尺寸，可以进行与各个状况对应的微小结构物的适当的影像化。

另外，在本超声波诊断装置中，可以采用与设定了对象图像取得时的探测器位置以及扫描范围的体位标志一起显示微小结构物提取图像、以规定的方式显示使用通过微小结构物提取处理得到的差分图像而生成的 MIP 图像、以规定的方式显示微小结构物提取前后的图像等各种显示方式。因此，医生等通过以期望的显示方式对微小结构物提取图像进行观察、或对基于各种显示方式的微小结构物提取图像进行比较，可以在短时间内发现难以通过目视与斑点图案分辨且仅在某特定的断面像中显现的那样的微小结构物。

另外，在本实施方式中，以在 MIP 图像的生成中使用多个差分图像的情况为例子。但是，不限于此，也可以使用通常的图像来生成 MIP 图像。

#### (第 5 实施方式)

在本实施方式的超声波诊断装置 1 中，在对图像组数据实施了规定的斑点减少处理（前级斑点减少处理）之后，执行在第 1 实施方式中叙述的微小结构物提取处理。前级斑点减少处理只要以去除连续结

构物以及斑点图案（还包括随机的部分）中的至少一方为目的，则可以任意处理。作为具体例，可以举出使用了图像组数据的三维 CFAR（Contrast False Alarm Rate）处理、针对构成图像组数据的各二维图像的二维 CFAR 处理、重叠来自不同方向的发送接收信号而对斑点图案进行平滑化的空间复合法、利用统计性质来去除斑点图案的类似度滤波法等。

图 19 是示出本实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。如该图所示，首先，伴随体扫描开始而接收向微小结构物提取处理迁移的指令，读入必要的参数组，利用扫描取得与乳房相关的图像组数据，并存储到存储器（步骤 S31、S32、S33）。接下来，图像生成单元 25 在对图像组数据实施了前级斑点减少处理之后（步骤 S33'），通过计算出每个参照图像的参照区域的代表值（步骤 S34），并使用该代表值来执行上述的微小结构物提取处理，来生成与图像组数据对应的多个差分图像（步骤 S35）。所得到的差分图像例如与具有探测器位置信息的体位标志一起显示在监视器 14 上，并被自动地保存（步骤 S36）。

通过以上叙述的结构，也可以得到与第 1 实施方式同样的效果。

#### （第 6 实施方式）

接下来，在第 3 实施方式的超声波诊断装置 1 中，并非三维图像用的摇动探测器或三维图像用二维振子探测器，而使用由一维排列元件构成的二维图像用探测器来执行第 1 实施方式的微小结构物提取处理或第 2 实施方式的微小结构物提取处理。本实施方式的超声波诊断装置的结构除了超声波探测器 12 为二维图像用探测器这一点以外，与图 1 所示的结构大致相同。另外，以下为了具体说明，以进行第 1 实施方式的微小结构物提取处理的情况为例子。

图 20 是示出本实施方式的微小结构物提取处理的流程的流程图。如该图所示，首先，进行被检体的扫描（步骤 S41）。此时，操作者一边一点一点改变扫描断层面，一边取得不同的断层像成为前提。这些图像被逐次记录到装置内存储器（或装置内硬盘等）（步骤

S42)。

如果图像取得结束，则按照来自输入装置 13 的指示而迁移到微小结构物提取处理，此时，调出所记录的多个图像，执行上述的（在第 1 实施方式中叙述）的各处理，其结果作为微小结构图提取图像而显示在监视器 14 上（步骤 S43、S44）。操作者如果观察该新的图像而进行读影，并进行了适当的诊断，则结束本流程（步骤 S45）。另一方面，在没有得到适当的诊断信息的情况下，进行变更用于微小结构物提取处理的参数等（步骤 S45、46），根据新的参数再次重复步骤 S43、S44 的各处理。

在本实施方式的超声波诊断装置中，构成为一边使用二维图像用探测器逐次少量变更扫描位置一边取得超声波图像，并将其临时存储到存储器。之后，读出所存储的超声波图像，使用该超声波图像来执行微小结构物提取处理。因此，即使在超声波探测器 12 无法利用电子控制或机械控制对三维区域进行扫描的情况下，也可以实现微小结构物提取功能。另外，微小结构物提取图像虽然无法实时地得到，但可以使用夹着对象图像帧的两侧的参照图像的信息等优点很大。

#### （第 7 实施方式）

在本实施方式中，对使用事先取得的图像组数据，来执行第 4 实施方式的微小结构物提取处理或第 5 实施方式的微小结构物提取处理的图像处理装置进行说明。这样的图像处理装置还可以通过将执行与微小结构物提取功能相关的各处理的程序（微小结构物提取程序）安装到工作站等计算机，并将这些在存储器上展开来实现。此时，微小结构物提取程序还可以存储在磁盘、光盘、半导体存储器等记录介质中而发布。

图 21 是示出第 7 实施方式的图像处理装置 5 的结构框图。如该图所示，本图像处理装置 5 具备操作部 51、微小结构物提取处理专用设备 52、显示部 53、控制部 55、存储部 57、图像处理部 58、发送接收部 59。

操作部 51 具有用于向该装置 1 取入来自操作者的各种指示、条

件等的轨迹球、各种开关、鼠标、键盘等。

显示部 53 以规定的方式显示超声波图像（B 模式图像、微小结构物提取图像等）、用于进行规定的操作的输入画面等。

控制部 55 对构成该图像处理装置 5 的各单元动态或静态地进行控制。特别，控制部 5 将存储在存储部 57 中的微小结构物提取程序展开在本身的存储器上，而按照其对显示部 53、图像处理部 58 等进行总体控制。

存储部 57 存储微小结构物提取程序。另外，存储部 57 存储发送接收部 59 经由网络取得的图像组数据、或者经由可以装卸的存储介质取得的图像数据等。

图像处理部 58 根据控制部 55 的控制，执行上述的微小结构物提取处理。

发送接收部 59 经由网络与超声波诊断装置或 PACS（Picture Archiving and Communication System，影像归档及通信系统）服务器进行包括图像数据的信息的发送接收。

另外，本图像处理装置 5 具备微小结构物提取处理专用设备 52。该设备并非在该图像处理装置 5 中进行微小结构物处理时必须的部分，但在事后进行微小结构物处理的情况下，该设备用于实现更良好的操作性。作为具体例，可以举出具有以下结构的例子。

图 22 是示出微小结构物提取处理专用设备 52 的一个例子的图。如该图所示，微小结构物提取处理专用设备 52 除了附属于一般的个人计算机的键盘 520 以外，还包括超声波探测器型操纵杆 521、读影用专用按钮 522、以及轨迹球 523。操纵杆 521 是至少可以前后移动的杆型的操作器具，可以针对诊断对象的图像数据，控制所显示的帧位置。具体而言，使运动图像的再现、逆再现、向前（frame advance）再现、快进再现等与操作者所移动的操纵杆 521 的位置等连动。该操纵杆 521 优选具有与超声波探测器同样的形状。由此，操作者在再现运动图像帧而发现了诊断中所需的微小结构物时（通常，由于人类在识别时需要一定时间，所以无法与发现的同时停止帧），对于返回几

个帧而再次确认的动作，即使是基于计算机的事后读影诊断，也可以与实际上对被检体进行扫描的情况同样的感觉，停止探测器的移动、或者改变扫描方向。

另外，读影用专用按钮 522 分配有用于有效地进行将微小结构物提取处理组合的读影的各种功能。例如，显示在监视器上的图像可以利用按钮输入来切换微小结构物提取处理前后的图像。另外，指示将期望的图像帧作为静态图像另外保存的按钮、图像中输入注释文字或箭头等与诊断装置上同样的操作。另外，轨迹球 523 是监视器上的指示器。当然，也可以用鼠标来代用。

另外，在由本图像处理装置 5 执行第 1 微小结构物提取处理的情况下，对存储在存储部 57 中的图像组数据执行图 18 所示的步骤 S34 ~ S36 的处理，另外，在执行第 2 微小结构物提取处理的情况下，相同地对存储在存储部 57 中的图像组数据执行图示的步骤 S33' ~ S36 的处理。

根据本实施方式的图像处理装置，例如可以事后在医用工作站等终端中执行第 1 或第 2 微小结构物提取处理。另外，此时，通过使用微小结构物提取处理设备，不论是否为摄影事后中的图像观察，都可以与实际上在对被检体进行扫描的过程中停止探测器的移动、或改变扫描方向的状况同样的感觉，来显示微小结构物提取图像。其结果，可以以高的操作性有效地观察适当的微小结构物提取图像，可以减轻医生等的作业负担。

接下来，对本发明的第 8 实施方式进行说明。在本实施方式中，由于取得“薄切片声场”和“基于三维扫描的多个断层像”是必要条件，所以首先对超声波探测器 12 进行详细说明。

超声波探测器 12 可以根据阵列转换器的方式主要分类成以下的种类。

- (1) 1D 阵列（仅方位角操纵的单一行）
- (2) 1.25D 阵列（仰角维数的无电子对焦的多重行）
- (3) 1.5D 阵列（虽被电子对焦，但没有在仰角维数进行操纵）

(4) 1.75D 阵列 (伴随被限制的三维操纵的大的间距阵列)

(5) 2D 阵列 (伴随广泛的三维操纵的微细间距阵列)

另外,“D”表示“维数”,(2)至(5)的阵列全部被二维状地排列,所以被称为 1.5D 等,但该表述与数学上的定义不同,而是超声波诊断装置领域中的惯用表述。上述阵列中的、可以形成薄切片声场的阵列为(2)至(5)的阵列。

在使用上述那样的阵列来取得多个断层像的情况下,用于使断层面的位置微小地变化而在短时间内取得多个断层像的方式可以通过使用上述阵列中的(4)以及(5)的阵列来直接实现,但除此以外,还有使用(1)~(5)的阵列并使振子机械地摇动来得到三维信息的方法,将该阵列称为带机械摇动功能的阵列。在本实施方式中,作为适当的阵列,优选使用“带机械摇动功能的 1.25D 阵列”、或者“带机械摇动功能的 1.5D 阵列”。1.25D 阵列的详细情况如前所述。

对使用了上述阵列的图像的取得方法进行说明。首先,利用基于超声波探测器 12 的超声波的发送接收,通过与通常的 B 模式同样的手法来取得 1 张断层像。接下来,利用电子偏转或机械摇动,取得与上述断层像不同的断面的断层像。重复同样的操作,如图 23 所示,取得具有三维区域的信息的断层像组 40。另外,图 23 是夸张地进行表示,而实际的各断层像的距离是微小的。另外,在实际的摇动中,各断层像的断面严密地讲并不平行,但在扇角微小的情况下,可以视为大致平行。另外,所取得的图像的张数在图 23 中设为 5 张,但优选为 3~10 张左右。

在超声波诊断装置的结构图中的图像合成部 27 中,对上述取得的断层像组进行图像合成而成为 1 张图像,将结果作为 1 张断层像显示在显示部上。关于该图像合成方法,例如有下述的 2 个方法。

(第 1 合成方法:最大亮度投影法)

在该方法中,图像合成部 27 通过针对图像组的所有断层像,将与在空间上同一位置的像素对应的最大亮度提供给所对应的位置的像素,而作为最终的 1 张断层像进行图像合成。

根据该第 1 合成方法,除了通过体复合而得到的斑点降低和组织结构平滑化的效果以外,还利用薄切片声场(即薄切片厚度)的效果,无论在成为运算对象的断面组的哪个断面中包含有微小结构物,其回波信号也被非常高地被检测出。进而,由于捕捉钙化的断面为多个,所以即使超声波探测器 12 或被检体发生了稍微的运动,也可以减轻微小结构物的检测遗漏。

### (第 2 合成方法:代表亮度值法)

在该方法中,图像合成部 27 首先如图 24 所示,对各断层面对应的坐标位置的像素进行亮度解析。在该情况下,如果检测到应被判定成异常点的亮度(以下称为“异常亮度”,在后面进行详述),则对于该像素的亮度,将该异常亮度设为代表亮度值。在没有检测到异常亮度的情况下,将所有像素的平均亮度设为该像素的代表亮度值,或者将多个断层像中的任一个亮度设为代表亮度值。

图 25A 是示出本方法的一个例子的图,对象断层像假设为 5 张。图 25A 是示出检测到异常亮度的情况的图,图 25B 是示出没有检测到异常亮度的情况的图。如图 25A 所示,在检测到异常亮度的情况下,使图中虚线箭头所表示的代表亮度值的亮度水平与异常亮度一致。如图 25B 所示,在没有检测到异常亮度的情况下,使图中虚线箭头所表示的代表亮度值的亮度水平与所有像素的平均亮度水平一致。

在上述的异常亮度的检测方法中,可以考虑多种方式,以下举出几个例子。

(1) 有仅使用亮度的阈值来判断的方法。预先确定异常点的亮度水平,通常,灰度图像为 256 灰度等级,所以在将最大亮度设为 256 的情况下,例如将亮度水平为 200 以上的像素的亮度设为异常亮度。并且,在观察到多个异常亮度的情况下,采用最大的异常亮度。

(2) 最初求出成为对象的像素的亮度值的平均值  $\mu$  和标准偏差  $\sigma$ , 将统计学上溢出的亮度设为异常亮度。例如,将亮度为  $\mu + 3\sigma$  以上的明亮度的像素的亮度设为异常亮度。

此处,对断层像的全部或一部分进行使用异常亮度或平均值来重

新生成新的亮度的图像处理，其结果，重构出新的断层像，并显示在显示部上。

由于作为干涉条纹的斑点图案具有随机的振幅，所以在第1合成方法那样的最大亮度检测中，即使在斑点图案中，也总是检测到相当于峰的最大值。因此，损失描绘性。本方法解决该问题，并且还进一步改善与微钙化的对比度比。

在上述的说明中，进行了对所显示的图像的整个区域实施上述的处理那样的说明，但不限于此。例如，如图26所示，在诊断图像上设定有关心区域（ROI）41的情况下，可以仅对该ROI应用本实施方式。由此，可以实现运算处理时间的缩短。另外，操作者可以从输入装置变更ROI的尺寸和位置。另外，在ROI外的区域42中，原样显示出上述多个得到的断层像中的、任意1张图像（例如最初（或最后）取得的图像）即可。

如上所述，根据本发明的实施方式，能够实现可以适当地观察例如在乳癌诊断中容易被遗漏的微钙化等微小结构物的超声波诊断装置。

另外，本发明不限于上述各实施方式，在实施阶段中可以在不脱离其宗旨的范围内将结构要素变形而具体化。作为具体的变形例，例如存在如下的例子。

本实施方式的各项功能还可以通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机，并将这些在存储器上展开来实现。此时，可以使计算机执行该手法的程序还可以存储在磁盘（软（注册商标）盘、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD等）、半导体存储器等记录介质中而发布。

另外，利用上述实施方式中公开的多个结构要素的适当组合，可以形成多种发明。例如，也可以从实施方式中示出的所有结构要素删除若干结构要素。进而，也可以适当组合不同的实施方式涉及的结构要素。

（产业上的可利用性）

如上述说明，根据本发明，能够实现可以正确地地区别例如乳腺等

---

连续结构物和微钙化部分等微小结构物，并提取出微小结构物的超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。

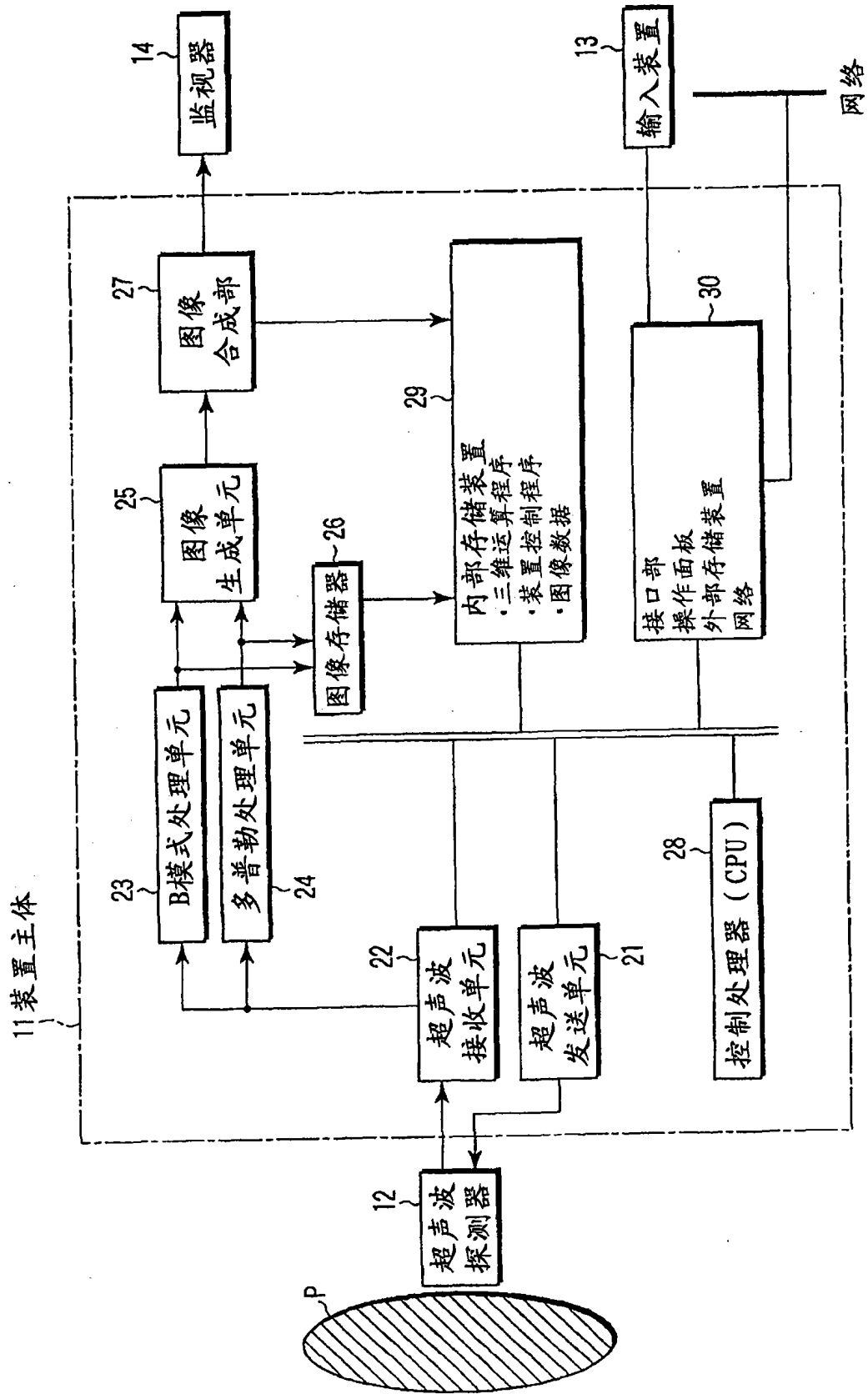


图1

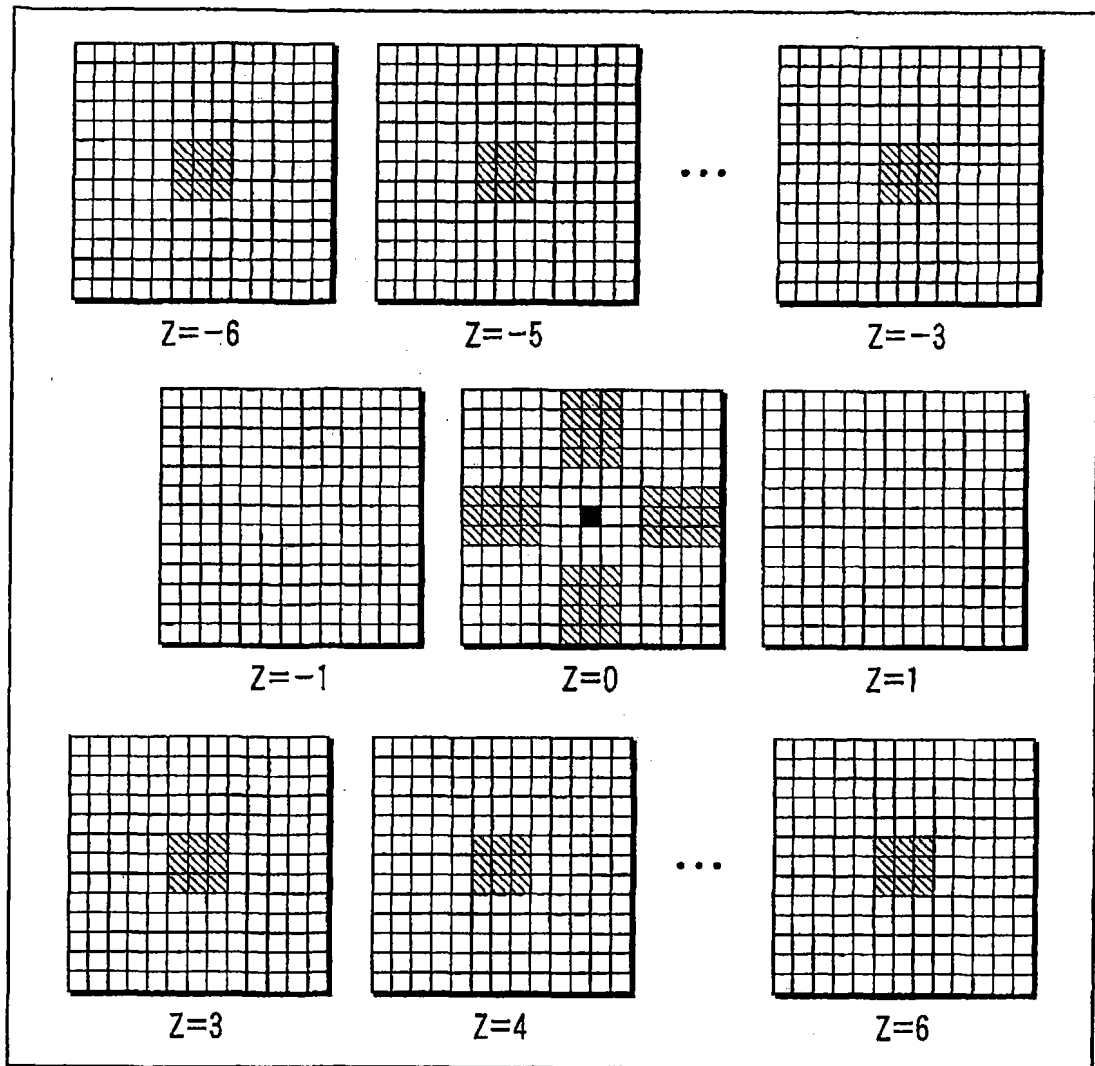


图 2

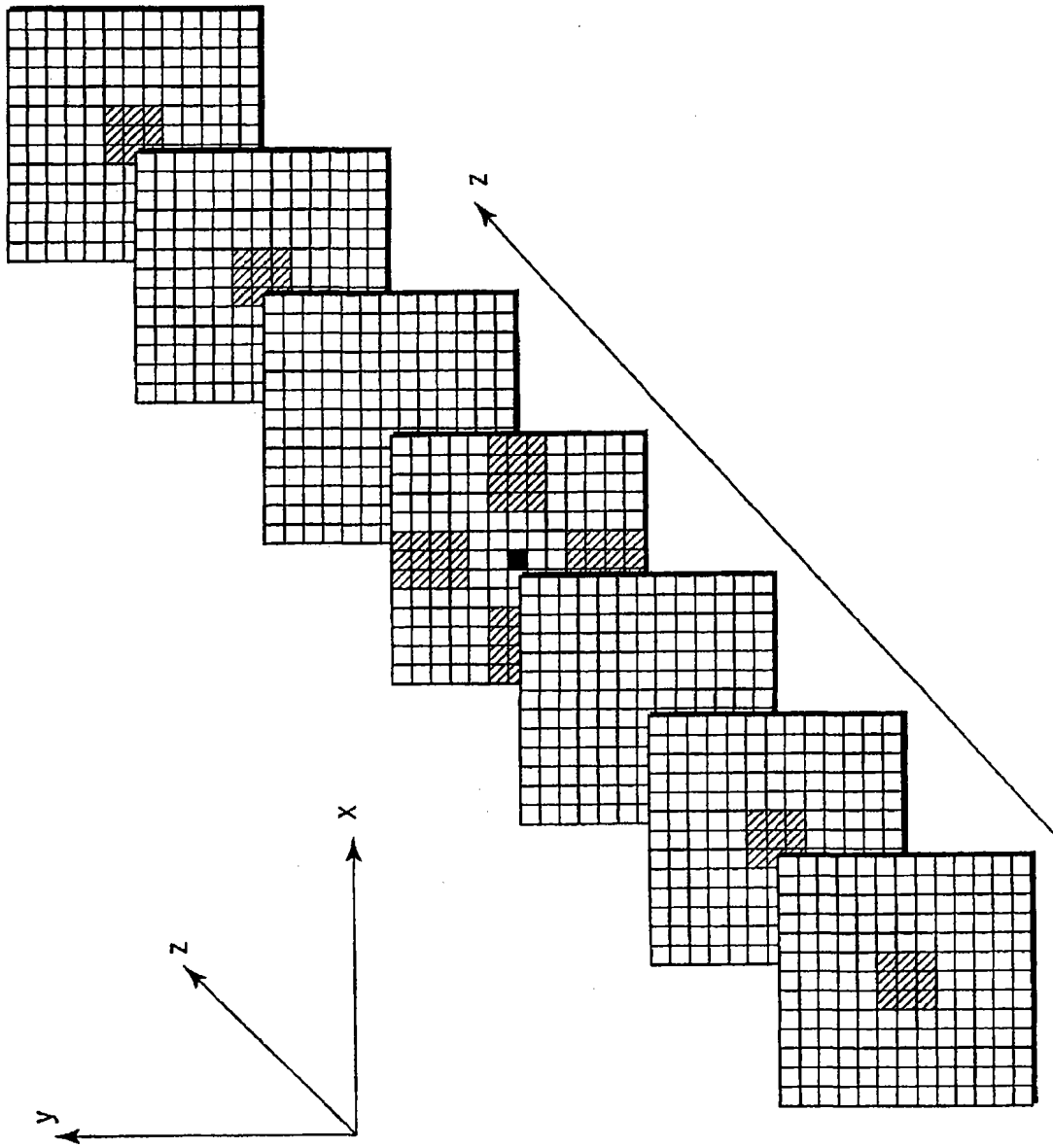


图 3

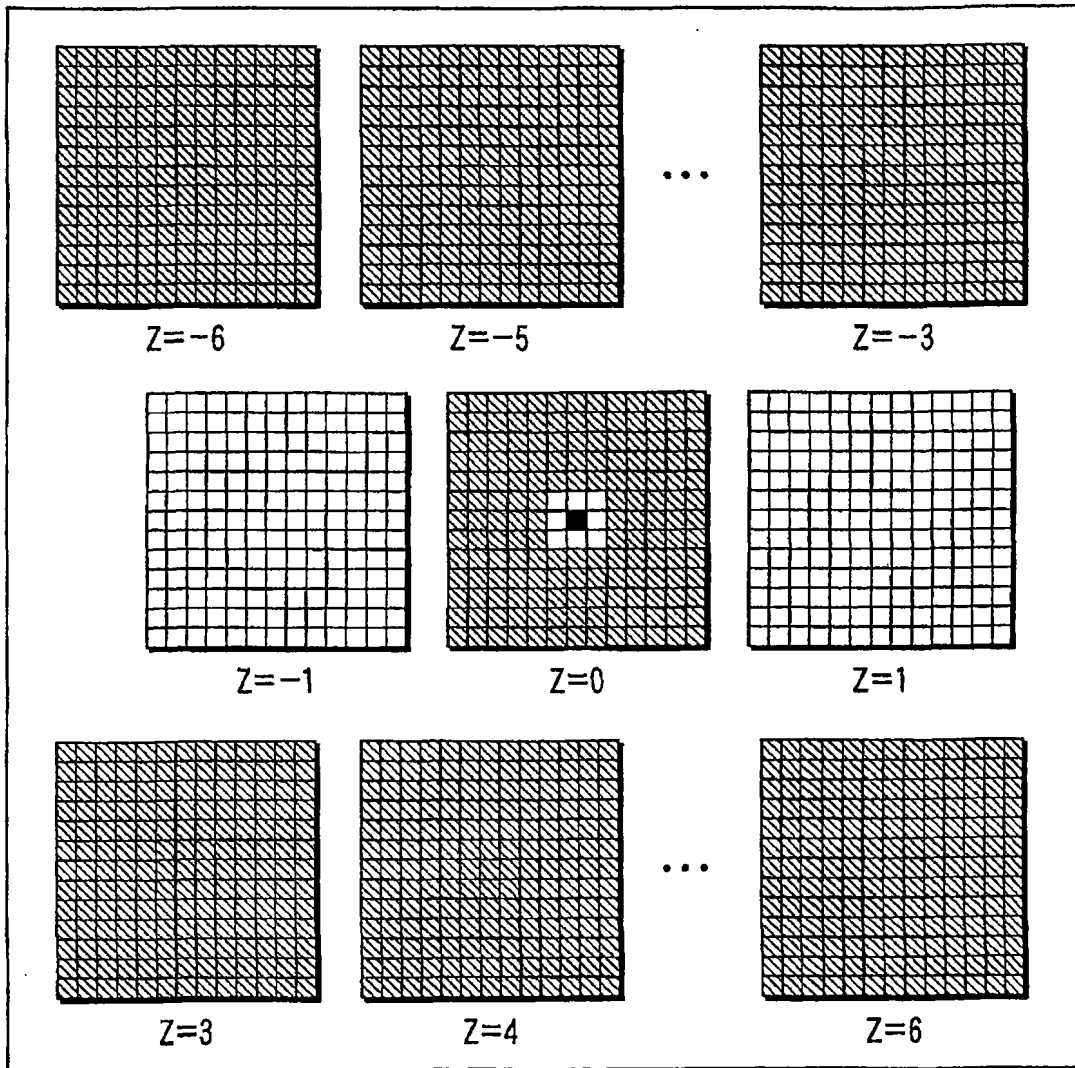


图 4

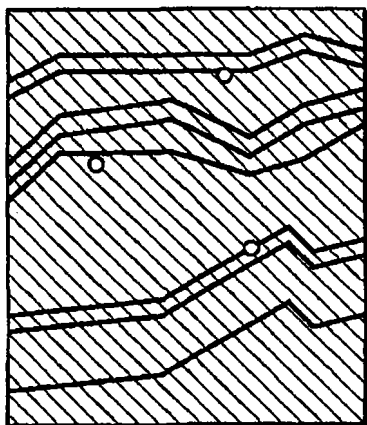


图 5A

图 5B

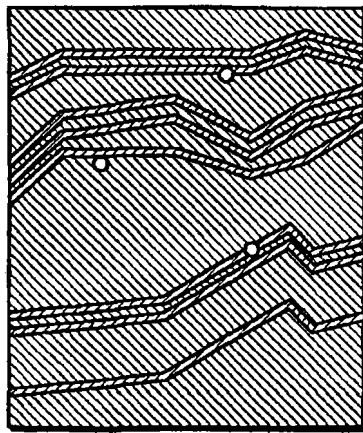
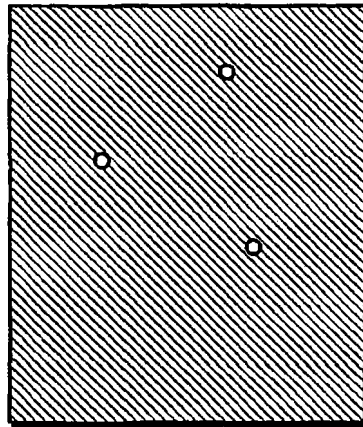
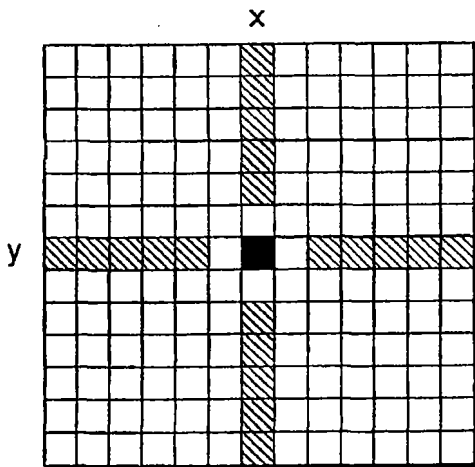
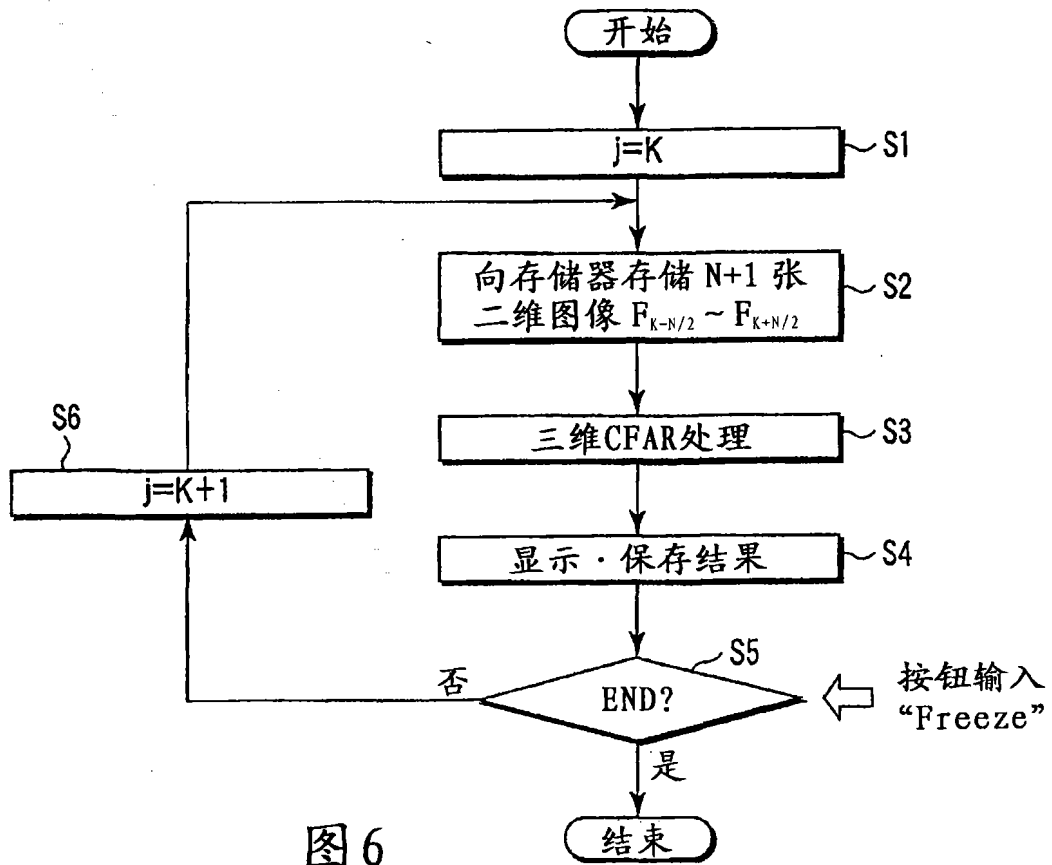


图 5C





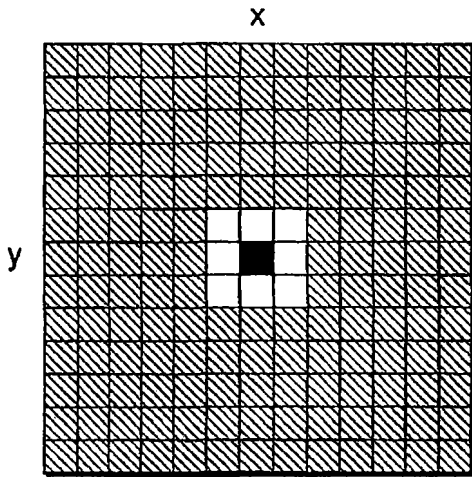


图 7B

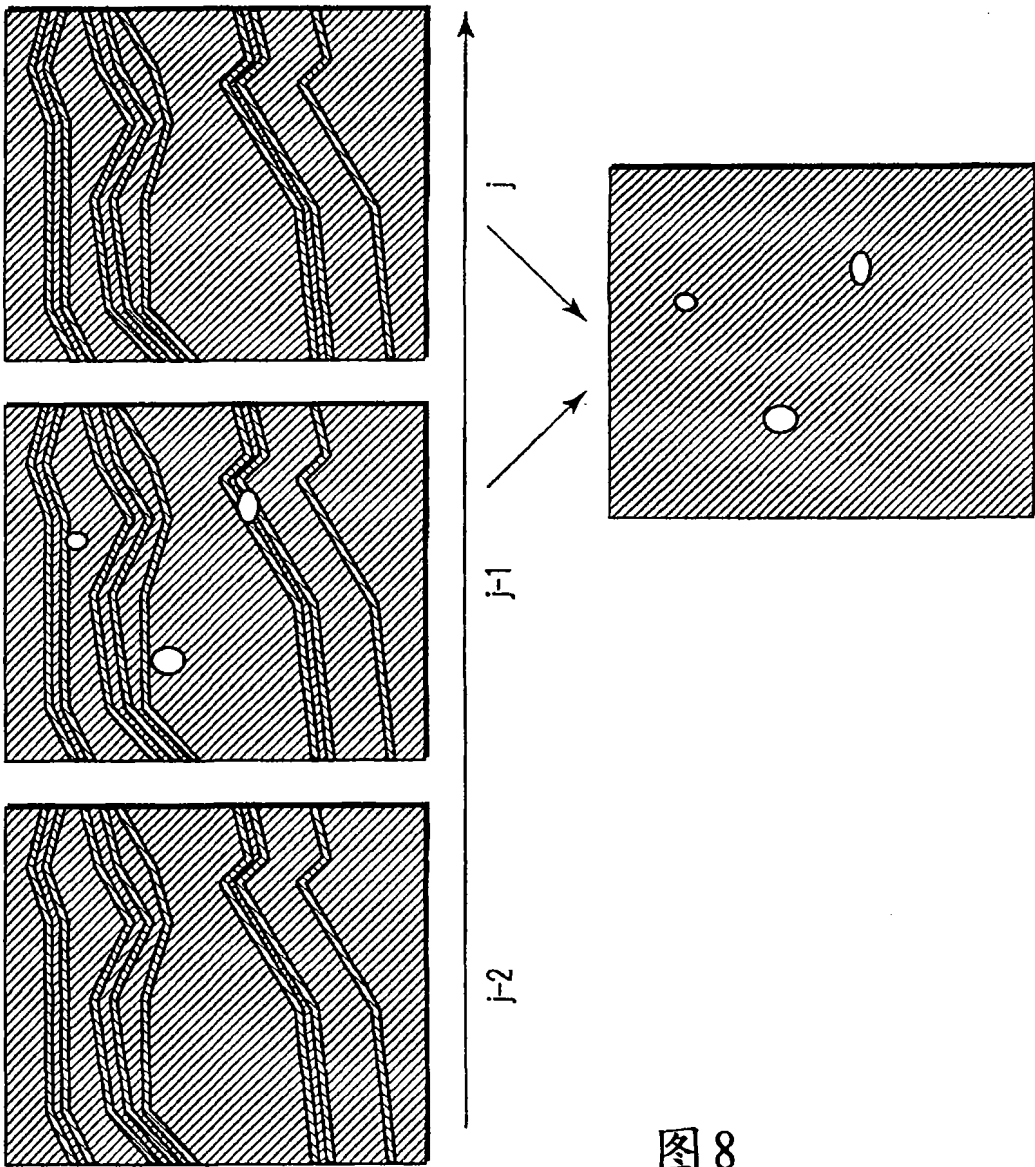


图 8

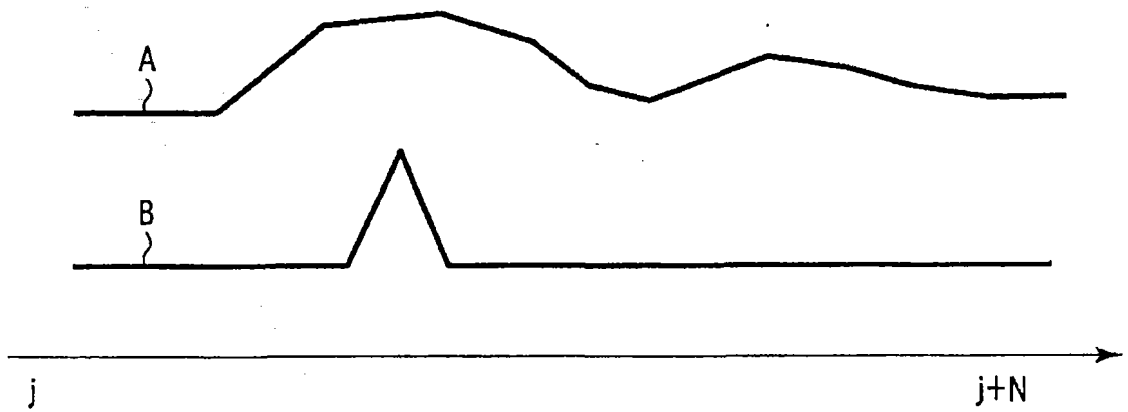


图9

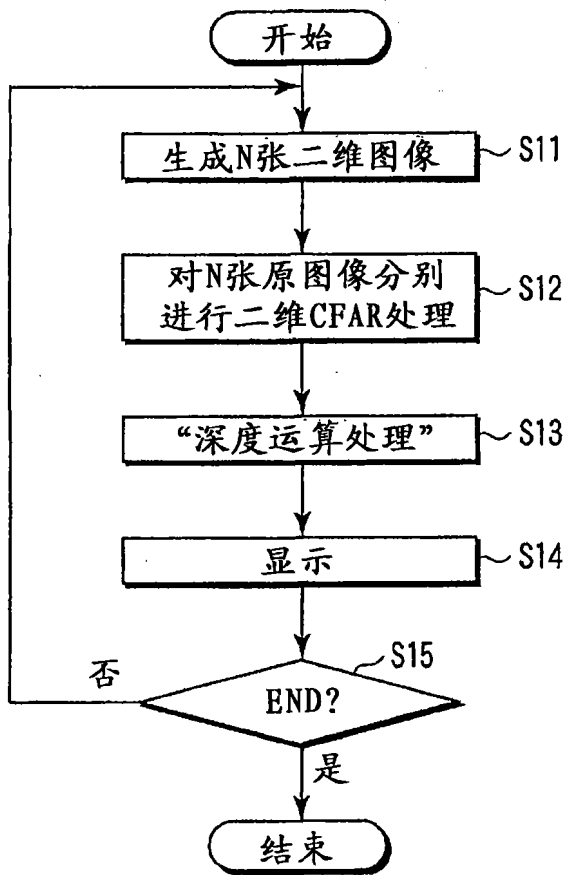


图10

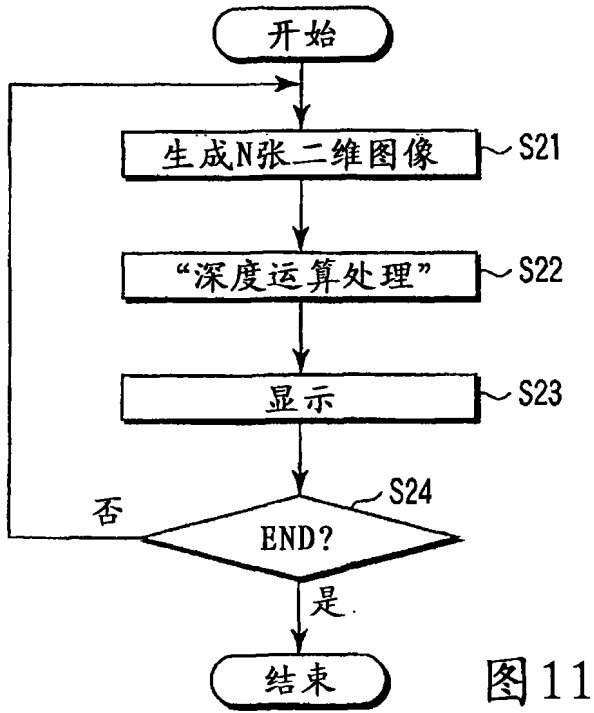


图 11

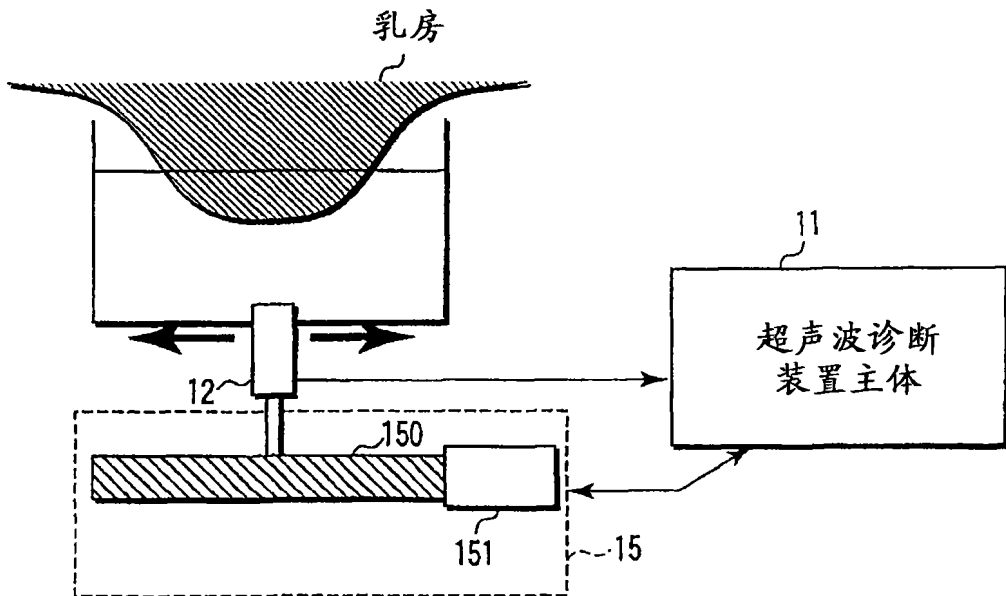


图 12

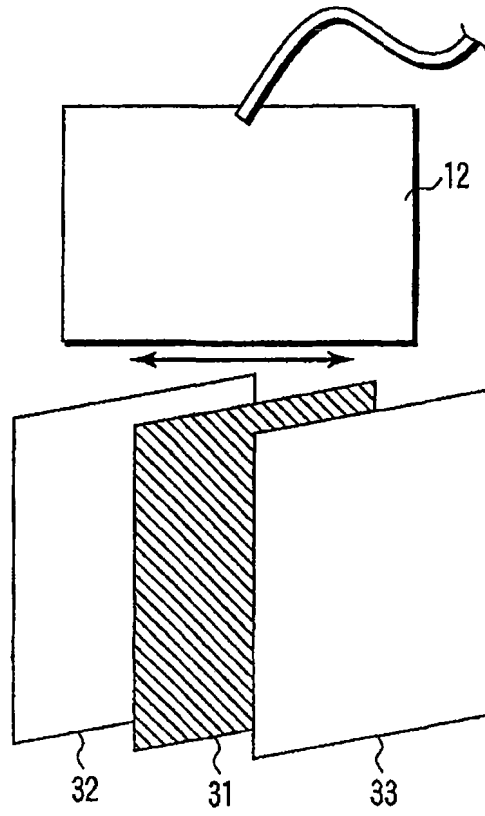


图 13

对象像素  $(x_i, y_i)$

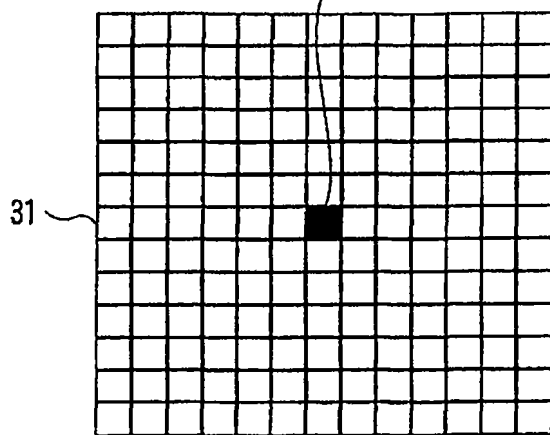


图 14A

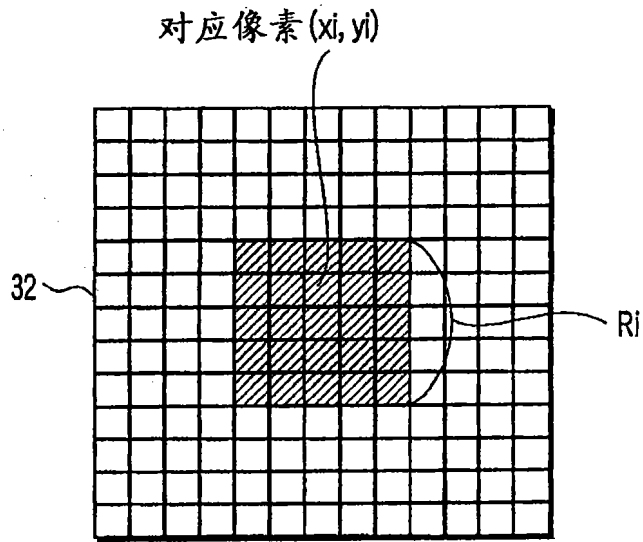


图 14B

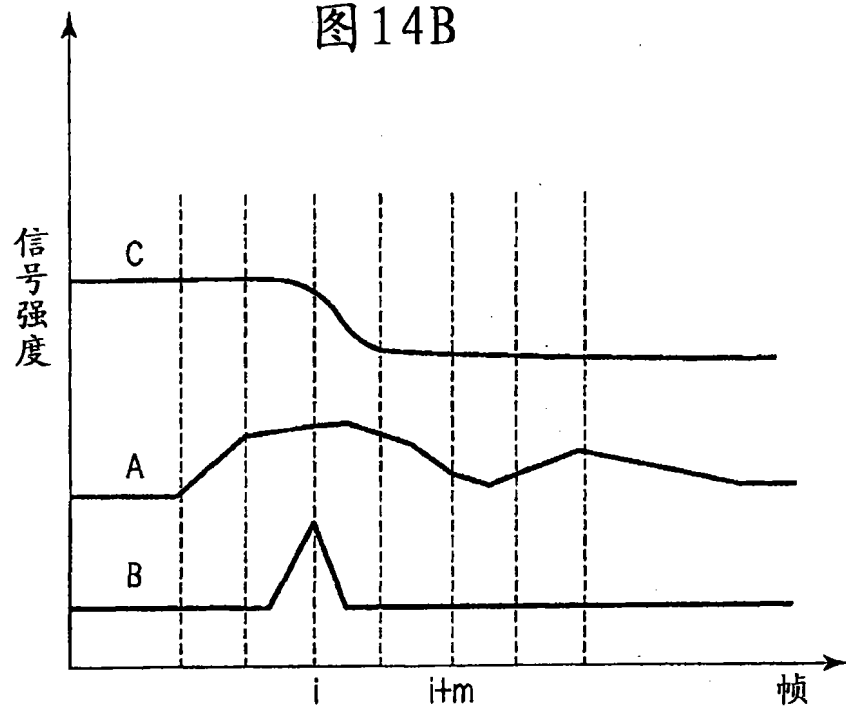


图 15

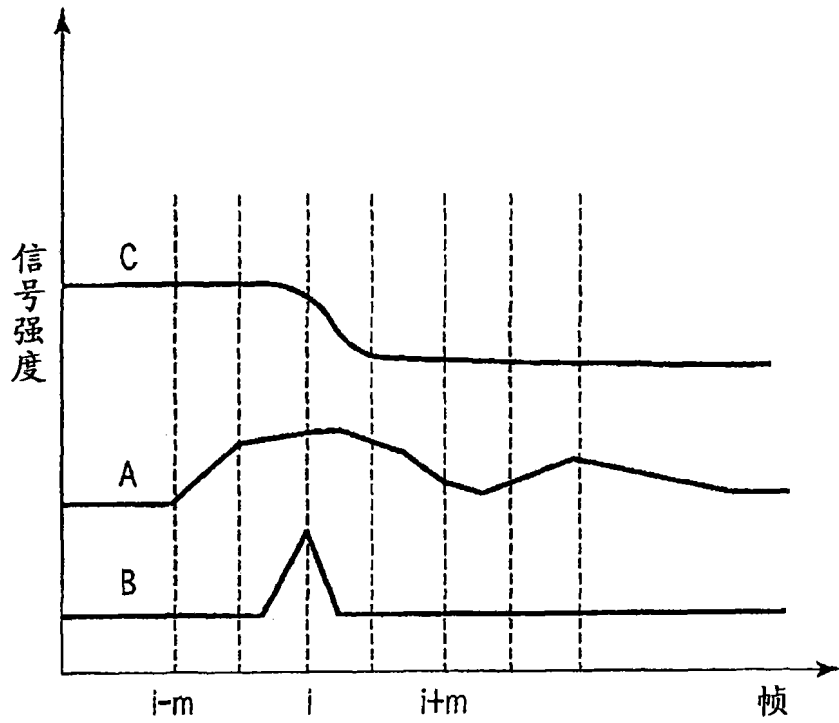


图16

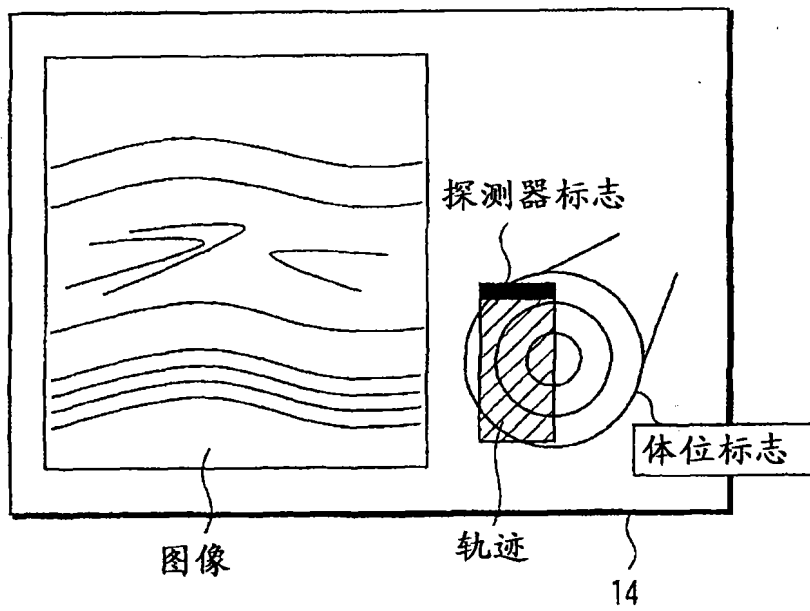


图17A

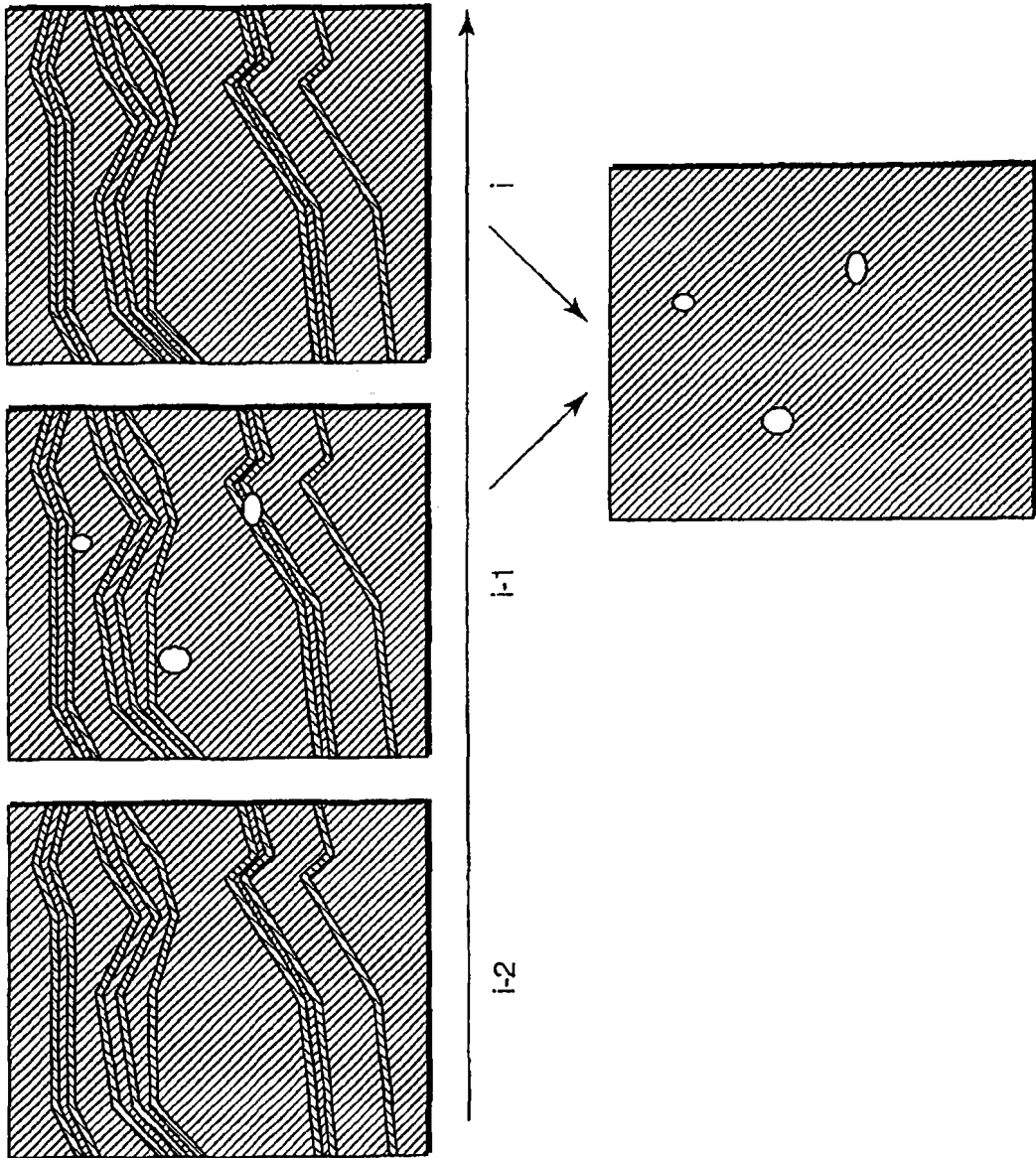


图 17B

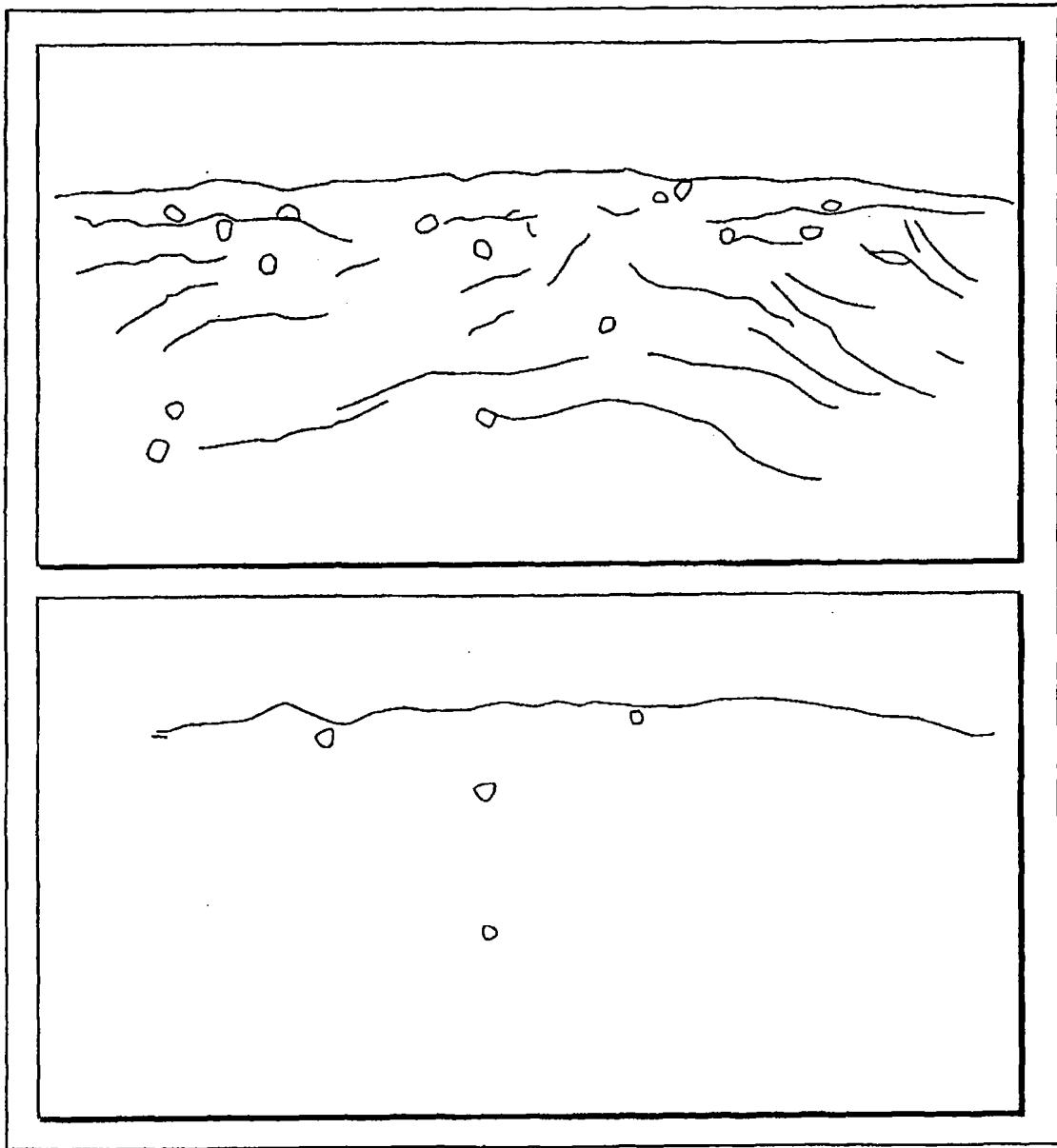


图17C

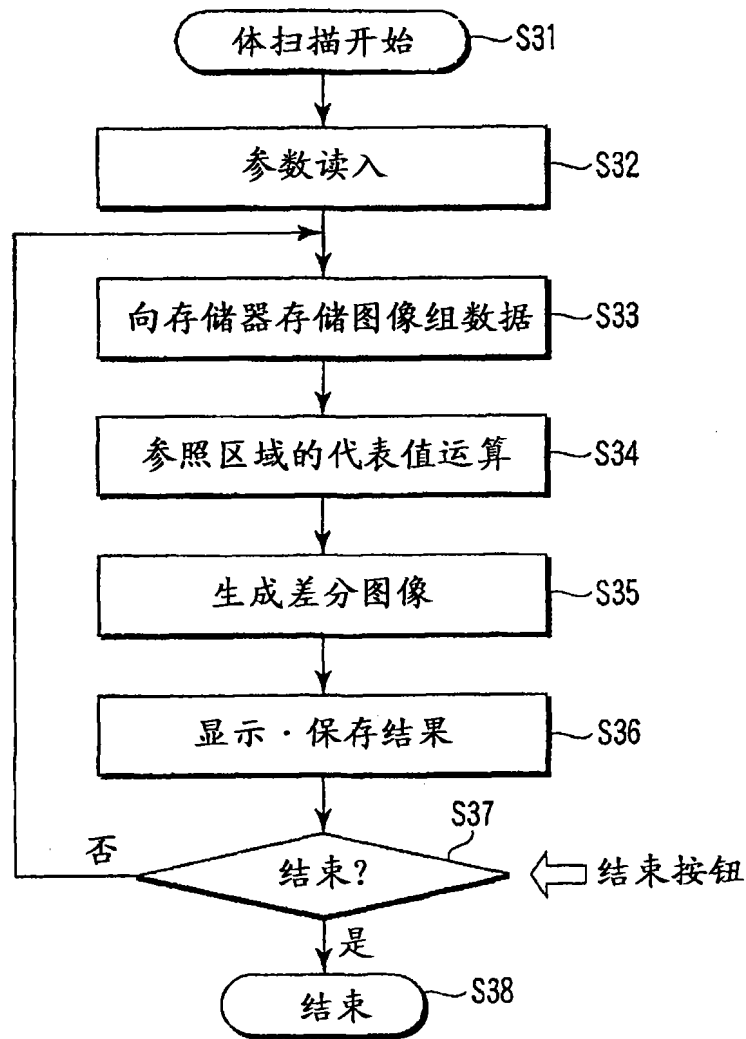


图18

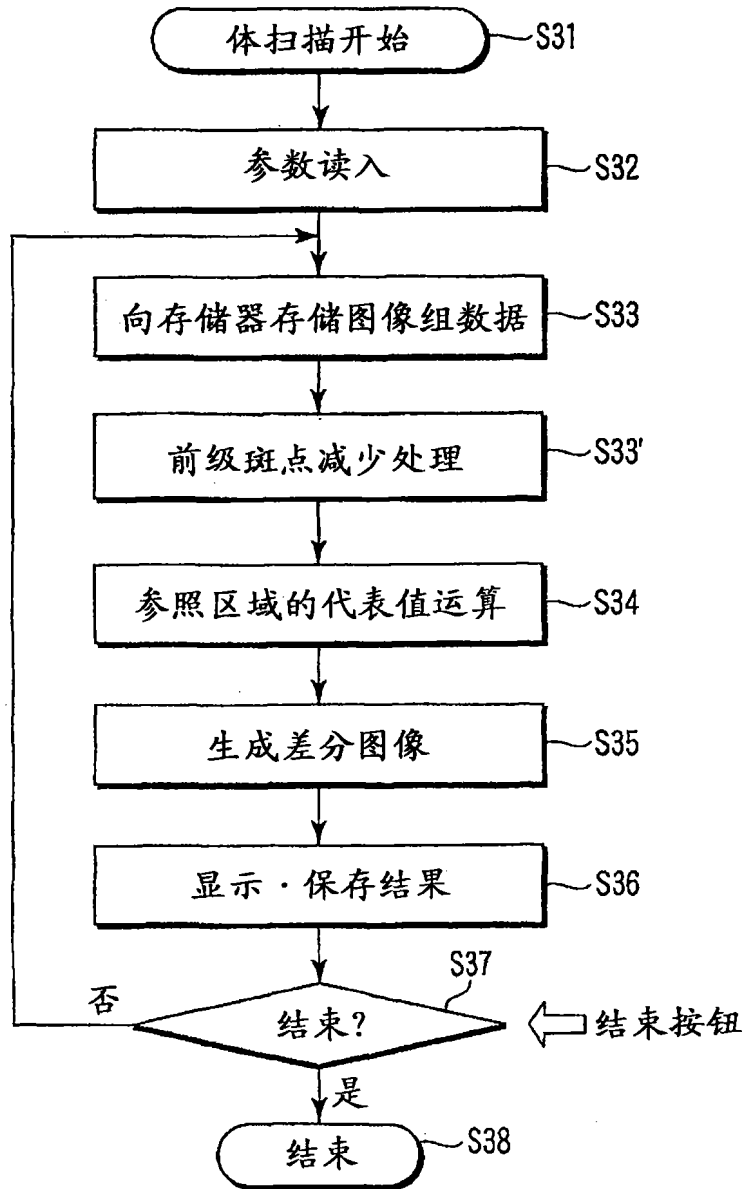
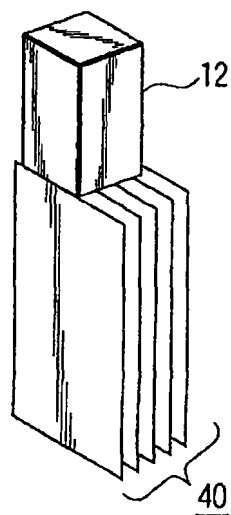
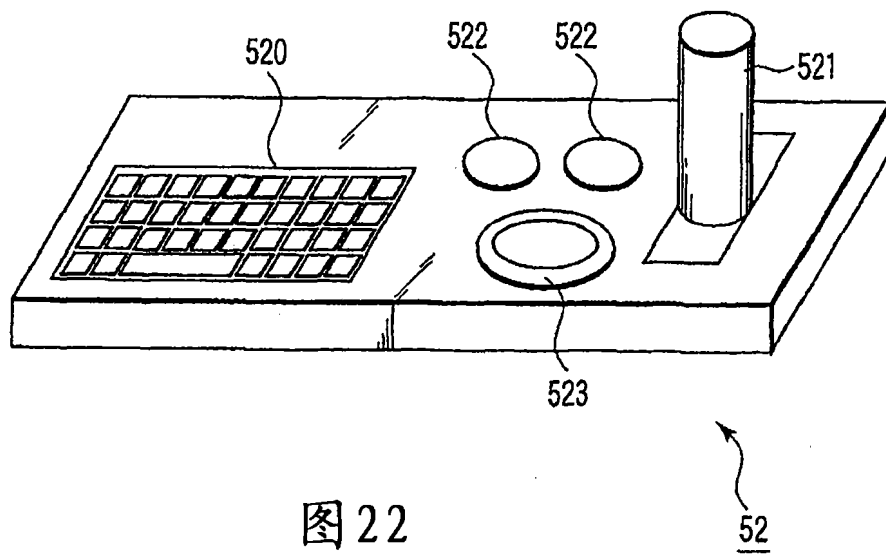


图19





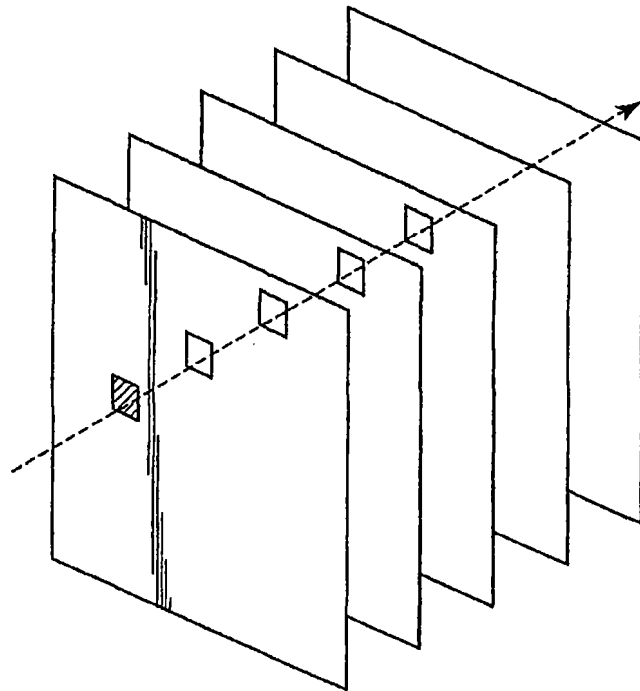


图 24

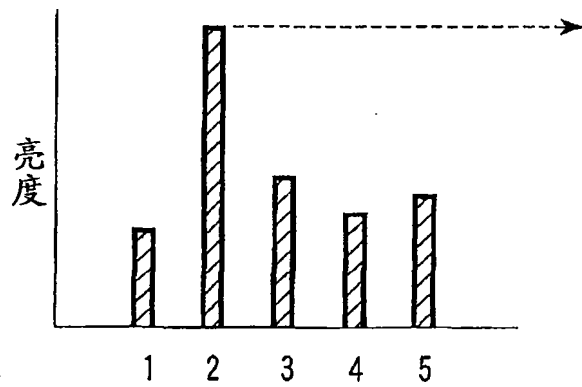


图 25A

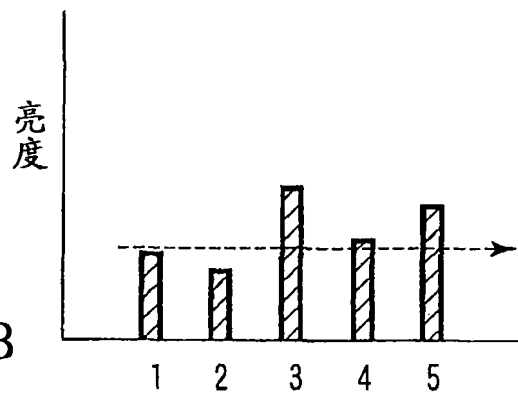


图 25B

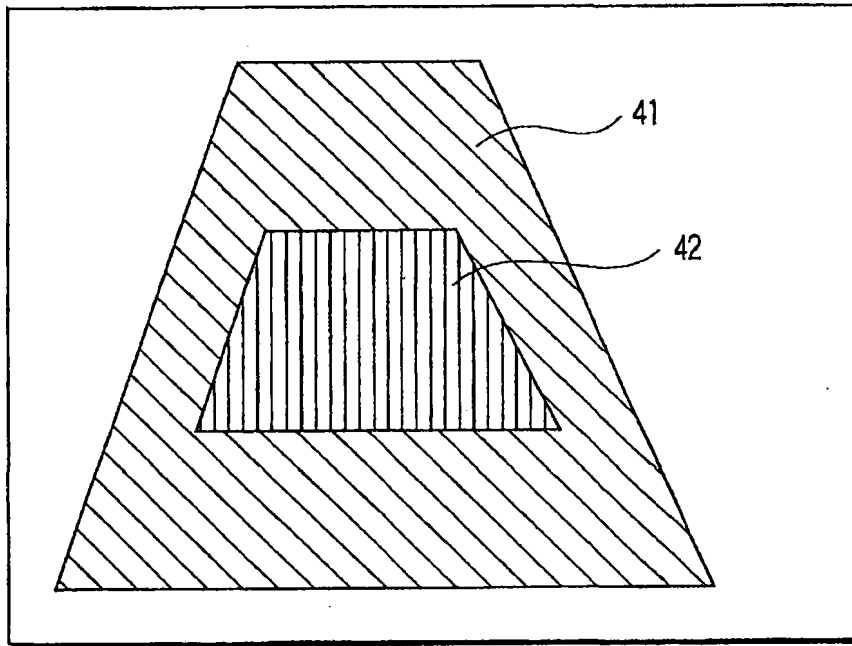


图26

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101378700A</a>	公开(公告)日	2009-03-04
申请号	CN200780004532.0	申请日	2007-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	神山直久 冈村阳子		
发明人	神山直久 冈村阳子		
IPC分类号	A61B8/08		
优先权	2006100225 2006-03-31 JP 2006147265 2006-05-26 JP		
其他公开文献	CN101378700B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置控制方法。还使用与三维图像数据中包含的多个超声波图像实质上正交的方向(深度方向)所涉及的信息,来去除斑点图案。例如,执行三维CFAR处理、或者二维CFAR处理以及深度运算处理。由此,辨别三维地连续分布的连续结构物和局部存在的微小结构物而生成微小结构物提取图像。

