

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

A61B 8/08

A61B 8/00 G01B 17/00

G01N 29/06 G01N 29/22



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410001984.1

[43] 公开日 2004 年 8 月 4 日

[11] 公开号 CN 1517074A

[22] 申请日 2004.1.16

[21] 申请号 200410001984.1

[30] 优先权

[32] 2003. 1.16 [33] JP [31] 008749/2003

[71] 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 余田贞人

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

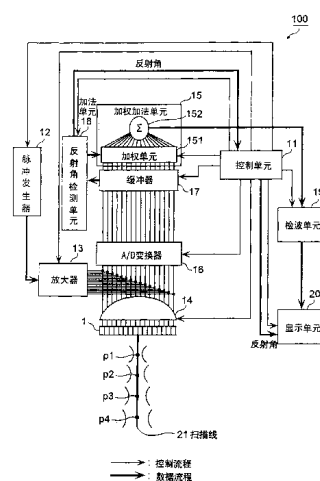
代理人 胡建新

权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 10 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置及超声波诊断方法

[57] 摘要

本发明提供一种可以避免硬件增加和帧速率降低,同时能得到同等于从多方向摄影时的断层像的超声波诊断装置(100)。脉冲发生器(12)接收从控制单元(11)发送的触发信号时,根据该触发信号生成使产生超声波的信号脉冲,通过放大器(13)输出给振子组(1)。振子组(1)接收从散射体反射来的超声波回波。缓冲器(17)通过延迟单元(14)及A/D变换器(16)存储所接收的反射信号。反射角检测单元(18)特定反射角及反射信号的反射强度模式,加权加法单元(15)根据该反射强度模式执行加权处理。然后,检波单元(19)进行检波,显示单元(20)进行断层像及反射角的显示。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：

超声波发送接收单元，其排列有多个振子，用于向被检测体内发送超声波，接收由所述被检测体内反射的超声波，并变换为电信号；

特征检测单元，根据所述变换后的电信号，检测所述反射的超声波的特征；

加权单元，根据所检测的所述特征，对所述电信号实施特定的加权；和

图像生成单元，根据所述加权后的电信号，生成断层像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述加权单元还根据所检测的所述特征，变更所述加权，

所述图像生成单元根据进行了所述变更后的加权的电信号，生成断层像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述特征检测单元比较与所述多个振子相关的所述电信号的信号强度，根据通过该比较而确定的振子位置和规定的接收焦点位置，算出作为所述超声波的特征的反射角。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述超声波诊断装置还具有存储多个加权模式的存储单元，

所述加权单元根据在所述特征检测单元所检测的反射角，从所述存储单元选择加权模式，根据所选择的加权模式实施所述加权。

5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述超声波诊断装置还具有显示单元，显示在所述特征检测单元所检测的反射角。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述特征检测单元测定与所述多个振子相关的所述电信号的信号强度，把该信号强度作为所述超声波的特征。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述加权单元在把任意序号 $t$ 的振子的所述测定的信号强度设为 $h(t)$ 时，根据下述公式算出所述序号 $t$ 的振子的加权 $w(t)$ 。

$$w(t) = \frac{s(t)}{\sum_{k=1}^T s(k)} \quad \text{where, } s(t) = \frac{h(t) - \min_{1 \leq j \leq T} (h(j))}{\max_{1 \leq i \leq T} (h(i)) - \min_{1 \leq j \leq T} (h(j))} \quad (1)$$

8. 一种超声波诊断方法，其特征在于，具有：

超声波发送接收步骤，通过所排列的多个振子，向被检测体内发送超声波，接收由所述被检测体内反射的超声波，并变换为电信号；

特征检测步骤，根据所述变换后的电信号，检测所述反射的超声波的特征；

加权步骤，根据所检测的所述特征，对所述电信号实施特定的加权；和

图像生成步骤，根据所述加权后的电信号生成断层像。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断方法，其特征在于，所述加权步骤还根据所检测的所述特征，变更所述加权。

10. 根据权利要求8所述的超声波诊断方法，其特征在于，所述特征检测步骤，比较与所述多个振子相关的所述电信号的信号强度，根据通过该比较而确定的振子位置和规定的接收焦点位置，算出作为所述超声波的特征的反射角。

11. 一种超声波诊断装置用程序，其特征在于，使计算机执行下述步骤：

超声波发送接收步骤，通过所排列的多个振子，向被检测体

内发送超声波，接收由所述被检测体内反射的超声波，并变换为电信号；

特征检测步骤，根据所述变换后的电信号，检测所述反射的超声波的特征；

加权步骤，根据所检测的所述特征，对所述电信号实施特定的加权；和

图像生成步骤，根据所述加权后的电信号生成断层像。

12. 根据权利要求 11 所述的程序，其特征在于，所述加权步骤还根据所检测的所述特征，变更所述加权。

13. 根据权利要求 11 所述的程序，其特征在于，所述特征检测步骤，比较与所述多个振子相关的所述电信号的信号强度，根据通过该比较而确定的振子位置和规定的接收焦点位置，算出作为所述超声波的特征的反射角。

## 超声波诊断装置及超声波诊断方法

### 技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，根据通过发送接收超声波而得到的回波信号，进行超声波断层像的显示。

### 背景技术

超声波诊断装置能够以非侵入方式获得生物体软组织的二维断层像，对生物体的安全性高，所以作为医疗领域的必备设备正在广泛普及。

近年，这些超声波诊断装置的必不可缺的功能是定量算出病变部位等的大小及其断面积等，根据该变化推测病变的进行程度及治疗过程。因此，提取用于算出上述病变部位等的大小及其断面积等的轮廓及边界也是非常重要的功能。

为了提取轮廓及边界，图像越鲜明越容易提取，并且精度也高。超声波诊断装置捕捉从边界面反射的超声波回波，生成断层像。因此，在散射体的边界面有倾斜时，在发送过超声波的场所接收的超声波回波的强度减小，不能再现本来的信号强度分布，不能生成合适的断层像。所以，以往通过合成从多个方向摄影的超声波断层像，来克服该问题。

图1是表示以往合成从多个方向摄影的断层像的超声波诊断装置500的功能结构的方框图（例如，参照特开平5-115479号公报）。

该超声波诊断装置500通过排列了多个振子的振子组1来接收超声波回波，将其变换为电信号，经由延迟单元3进行延迟后，

对多个系统（在图 1 中表示 3 系统的示例）利用各自的加权单元 2a、2b、2c 进行加权。另外，通过各自的加法单元 4a、4b、4c 对实施加权后的电信号进行相加，在外观上进行根据 3 个接收波束 5a、5b、5c 生成断层像的处理。之后，利用各自的检波单元 19a、19b、19c 对各个相加后的电信号进行检波，检波后的电信号经由 2 次加法单元 23 进行合成。显示单元 20 根据所合成的电信号，生成断层像并进行显示。

图 2 是表示以往的超声波诊断装置 500 的处理概要的方框图。首先，通过振子组 1 接收反射信号，延迟单元 3 对所接收的反射信号进行延迟处理。延迟处理后的反射信号 501 具有右侧强的强度。加权单元 2a、2b、2c 根据预先登录的加权模式 502（左方向加权模式 5021、中央方向加权模式 5022、右方向加权图像 5023）进行加权。这些加权相当于上述图 1 中的接收波束 5a、5b、5c 的接收。利用各个加权模式对反射信号进行加权，即可得到加权后的电信号 503。

如图 2 所示，利用左方向加权模式 5021 进行加权后的信号象信号 5031 那样，信号成分消失，利用中央方向加权模式 5022 进行加权后的信号象信号 5032 那样，信号变弱，利用右方向加权模式 5023 进行加权后的信号象信号 5033 那样，信号被强调。利用加法单元 4a、4b、4c 对其进行相加，如相加结果 504 所示，右方向的信号成分变强。对所相加的信号利用检波单元 19a~19c 进行检波，可以得到右方向的信号成分强的信号。利用 2 次加法单元 23 对检波结果 506 进行相加，如 2 次相加结果 507 所示，可以得到右方向更强的信号。

如上所述，即使在超声波回波的大部分倾向右方向强烈反射时，也能可靠地捕捉该所反射的超声波，生成断层像。

但是，为了根据多方向的超声波回波生成断层像，需要一面

改变接收方向一面合成所摄影的多个图像，或同时从多个方向进行摄影并合成多个图像。前者由于摄影次数增加，具有产生帧速率降低的问题，后者为了可以同时从多个方向进行接收，产生硬件增加的问题。

上述以往的超声波诊断装置 500 虽然具有可以避免帧速率降低的效果，但仍遗留有硬件增加的问题。

## 发明内容

本发明的目的是提供一种超声波诊断装置，可以避免硬件增加和帧速率降低，同时能得到同等于从多方向摄影时的断层像。

为了达到上述目的，本发明的超声波诊断装置，具有：超声波发送接收单元，其排列有多个振子，用于向被检测体内发送超声波，接收由所述被检测体内反射的超声波，并变换为电信号；特征检测单元，根据所述变换后的电信号，检测所述反射的超声波的特征；加权单元，根据所检测的所述特征，对所述电信号实施特定的加权；和图像生成单元，根据所述加权后的电信号，生成断层像。

另外，为了达到上述目的，本发明涉及的超声波诊断装置的所述特征检测单元的特征在于，比较所述多个振子的所述电信号的信号强度，根据通过该比较而确定的振子位置和规定的接收焦点位置，算出作为所述超声波的特征的反射角。

这样，根据超声波回波的反射强度，可以通过 1 系统的硬件进行反射信号的加权，所以与以往的超声波诊断装置比，用于进行加权的硬件结构变简单，同时可以避免帧速率降低。

另外，为了达到上述目的，本发明可以实现以上述超声波诊断装置的特征性结构单元为步骤的超声波诊断方法，也可以实现包括所有这些步骤的程序。该程序不仅可以存储于超声波诊断装

置具有的 ROM 等中，也可以通过 CD-ROM 等记录介质和通信网络等传送介质而流通。

如上所述，本发明涉及的超声波诊断装置通过根据超声波回波的反射角对反射信号实施合适的加权，即使在向倾斜方向强烈反射的情况下，也不需要图像合成，可以简化用于进行以往的多个加权和 2 次相加的硬件结构。特别是对三维配置的振子，根据本发明的硬件的削减效果更大。另外，作为有关被检测体组织的边界面方向的信息，可以做到反射角的视觉化。

此外，不必象以往那样，从通过同一点的多个接收波束合成断层像，就可以从单一接收波束得到强度与反射强度相适应的图像，所以能够避免因多次接收造成的帧速率的降低和因多方向接收造成的硬件增加。

专利文献      特开平 5-115479 号公报

#### 附图说明

图 1 是表示以往合成从多方向摄影的断层像的超声波诊断装置的功能结构的方框图。

图 2 是表示以往的超声波诊断装置的处理概要的方框图。

图 3 是表示本实施方式的超声波诊断装置的功能结构的方框图。

图 4 是表示反射到散射体上的超声波的反射强度分布的一个示例图。

图 5 (a) 是表示在加权单元特定的加权模式的一个示例图，(b) 是表示在加权单元特定的加权模式的一个示例图，(c) 是表示在加权单元特定的加权模式的一个示例图。

图 6 是表示反射角检测单元的反射角检测方法的一个示例



图。

图 7 是表示超声波诊断装置的处理概要的方框图。

图 8 是表示超声波诊断装置的整体处理流程的流程图。

图 9 是表示上述图 8 的反射角检测处理的详细处理内容的一个示例的流程图。

图 10 是表示上述图 8 的加权相加处理的详细处理内容的一个示例的流程图。

### 具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

图 3 是表示本实施方式的超声波诊断装置 100 的功能结构的方框图。如图 3 所示，超声波诊断装置 100 是考虑由被检测体内的组织（以下也称为“散射体”）等反射的超声波回波的角度（以下称为“反射角”）来生成断层像的装置，具有控制单元 11、脉冲发生器 12、放大器 13、振子组 1、延迟单元 14、A/D 变换器 16、缓冲器 17、加权加法单元 15、反射角检测单元 18、检波单元 19 和显示单元 20。

控制单元 11 用于进行超声波诊断装置 100 的整体控制，特别控制各部分的处理时间（例如同步），具有 CPU、ROM 及 RAM 等。控制单元 11 输出用于控制由脉冲发生器 12 生成的脉冲信号的输出时间的触发信号。另外，控制单元 11 还接收由反射角检测单元 18 检测的反射角，并通知显示单元 20。此外，控制单元 11 还向延迟单元 14 输出用于进行聚焦处理的延迟控制信号。

脉冲发生器 12 根据从控制单元 11 输出的触发信号，生成脉冲信号并输出给放大器 13。此时，控制单元 11 考虑振子为  $T$  个（ $T$  为任意自然数，一般  $T=32$ 、 $64$ 、 $128$  等），为了使超声波的焦点对准被检测体内的规定深度的发送焦点，向延迟单元 14 输出

延迟控制信号，决定触发信号的输出时间，输出给脉冲发生器 12。

放大器 13 将由脉冲发生器 12 生成的脉冲信号放大后施加给振子组 1。振子组 1 的振子 1~T 发送超声波，以使焦点对准规定的发送焦点（例如  $p_1 \sim p_4$  的位置）。此处，在相对振子组 1 的排列方向而垂直延伸的扫描线 21 和水平方向上形成发送波束。

被发送到被检测体内的超声波在被检测体内的深度  $m$  ( $m=1, 2, \dots$ ) 位置  $p_m$  被依次反射。振子组 1 接收该反射的超声波回波，并变换为电信号。所变换的电信号（以下称为“反射信号”）被输入到对应于振子组 1 的各个振子而设置的延迟单元 14。

延迟单元 14 根据控制单元 11 的指示，进行反射信号的延迟（所谓动态聚焦）并发送给 A/D 变换器 16，以便随着时间的经过，按照位置  $p_1 \rightarrow p_2 \rightarrow \dots \rightarrow p_4$  依次变化接收焦点。

A/D 变换器 16 对从延迟单元 14 接收的反射信号进行 A/D 变换，逐次输出给缓冲器 17 和反射角检测单元 18。此处，缓冲器 17 例如是用于存储表示对应显示单元 20 的所有像素的反射信号的数据的存储装置，由 RAM 等构成。

加权加法单元 15 用于根据反射角检测单元 18 的指示，对存储在缓冲器 17 中的反射信号进行加权并相加，由加权单元 151 和加法单元 152 构成。

下面，参照图 4 说明上述加权加法单元 15 的加权概念。

图 4 是表示反射到散射体上的超声波强度（以下称为“反射强度”）分布的一个示例图。一般，超声波在散射体 203（即被检测体内的组织）的边界面 204 被反射，但在该边界面 204 有倾斜  $\theta$ 、并与所发送的超声波的方向不垂直的情况下，向与所发送的方向不同的方向（在图 4 示例中是沿逆时针倾斜  $-2\theta$  的方向）强烈反射。因此，在向与超声波发送方向不同的方向强烈反射的情况下，根据所反射的超声波的强度进行规定的加权。通过进行该加权，

可以生成更加鲜明的断层像。

加权单元 151 具有从缓冲器 17 读出表示反射信号的数据，根据反射角检测单元 18 的指示对所读出的数据进行加权的功能。例如，根据在后述的反射角检测单元 18 所确定的反射信号的信号强度模式，从预先登录的加权模式中选择一个加权模式，按照所选择的加权模式进行加权。该加权单元 151 由多个放大器（未图示）构成。该多个放大器根据来自反射角检测单元 18 和控制单元 11 的指令，进行各个增益的调整。

针对上述反射信号的加权方法不限于上述方法，也可按照公式进行加权。

作为使用公式进行加权的方法一例，把来自输入到反射角检测单元 18 的振子  $t$  ( $t: 1 \sim T$ 、 $T$ : 总振子数) 的信号强度设为  $h(t)$ ，相对加权单元 151 的振子  $t$  的加权  $w(t)$  可以用下述公式 (1) 表示。

$$w(t) = \frac{s(t)}{\sum_{k=1}^T s(k)} \quad \text{where, } s(t) = \frac{h(t) - \min_{1 \leq j \leq T} (h(j))}{\max_{1 \leq i \leq T} (h(i)) - \min_{i \leq j \leq T} (h(j))}$$

在上述公式 (1) 中，各振子的加权系数  $w(t)$  是通过求出相对反射强度偏差（即反射强度的最大值和最小值之差）的振子  $t$  的反射强度与反射强度最小值之差的比率（ $s(t)$ ），并表示为将各  $s(t)$  正规化后的值。其中，在上述公式 (1) 中，“max”、“min”是表示  $i$ 、 $j$  或  $k$  分别（ $1 \leq i$ 、 $j$  或  $k \leq T$ ）变化时的反射强度的最大值、最小值的函数。

该加权单元 151 可以动态改变加权，由此即使在扫描线上的各位置的超声波回波被反射到各个方向时，也能进行与其方向相适应的加权。加法单元 152 对从加权单元 151 输出的被加权后的各反射信号，以显示单元 20 的各像素单位进行相加。

图 5 是表示在加权单元 151 所确定的加权模式的一个示例图。图 5 (a) 是振子组 1 的左侧位置出现强信号强度组时的加权模式 (pattern) 31。图 5 (b) 是振子组 1 的中央位置出现强信号强度组时的加权模式 32。图 5 (c) 是振子组 1 的右侧位置出现强信号强度组时的加权模式 33。

如图 5 (a) ~ (c) 中虚线所示, 也可以在各种情况下使用更单纯的加权模式 41~43。

反射角检测单元 18 根据从 A/D 变换器 16 输出的、从各振子 1~T 得到的反射信号的值, 算出超声波回波的反射角, 同时确定反射信号的信号强度模式, 并发送给加权单元 151。例如, 从通过振子组 1 得到的反射信号中寻找信号强度强的振子的组, 并确定这些信号强度模式。根据与这些反射信号中具有最强信号强度的反射信号对应的振子的位置, 决定反射角 (关于该“反射角”的检测方法将在后面详细叙述)。

关于确定加权模式的方法, 除上述之外, 还可考虑使用了神经网络的模式匹配、单纯限定加权区间的方法等, 没有限定。

检波单元 19 对在加权加法单元 15 所得到的反射信号进行检波, 输出给显示单元 20。显示单元 20 根据从检波单元 19 所输出的反射信号, 生成断层像, 显示在 CRT 上等。显示单元 20 还显示从控制单元 11 接收的反射角的值本身、或把反射角作为边界面的倾斜进行显示。这样, 使用者可以知道对象物的倾斜。另外, 关于显示方法和提示方法, 可以考虑变换为颜色信息进行显示的方法或变换为数值进行提示的方法等, 对该方法没有限定。

在实际的超声波诊断装置中, 有必要考虑噪声对策和因传送距离造成的信号衰减等, 但这些内容和本发明的特征没有直接关系, 所以省略其说明。

图 6 是表示上述反射角检测单元 18 的反射角检测方法的一个

示例图。如图 6 所示，随着接收焦点按照位置  $p1 \rightarrow p2 \rightarrow \dots \rightarrow p4$  依次移动，扫描线上的接收强度的最大超声波回波的方向按照方向 221  $\rightarrow$  方向 222  $\rightarrow$  方向 223  $\rightarrow$  方向 224 而变化。

下面，着重于接收焦点  $p1$ ，说明根据从位置  $p1$  反射的超声波回波检测反射角的方法。一般，可以预先得知超声波被送出的时间、超声波回波被接收的时间及被检测体内的超声波的传送速度（即、由控制单元 11 进行控制），所以根据这些值，可以算出从振子组 1 的端部到位置  $p1$  的垂直距离  $l1$ 、和从扫描线 21 到接收了最大反射强度的超声波回波的振子的距离  $L1$ ，根据该  $l1$  和  $L1$  算出  $\theta1$ 。同样，也可以算出其他的  $p2 \sim p4$  的  $\theta2 \sim \theta4$ 。

下面，参照图 7～图 10 说明如上构成的超声波诊断装置 100 的动作。

图 7 是表示超声波诊断装置 100 的处理概要的方框图。

首先，被 A/D 变换后的反射信号被存储在缓冲器 17 中(501)，反射角检测单元 18 根据该反射信号检测到振子组 1 的右侧部分的反射强度大，并检测出反射角，通知给加权加法单元 15。此时，把反射强度强的范围设为关注范围 5012。加权加法单元 15 对关注范围 5012 选择进行特定加权的加权模式 6021，按照该加权模式 6021 进行加权(603)，并进行反射信号的相加(604)。结果，关注范围 5012 的反射信号的信号相加结果及检波单元 19 的检波结果被进一步强调（在图 7 中表示为“极强”）。

图 8 是表示超声波诊断装置 100 的整体处理流程的流程图。

首先，脉冲发生器 12 接收从控制单元 11 发送的触发信号，根据该触发信号生成用于产生超声波的脉冲信号，通过放大器 13 输出给振子组 1 (S501)。此时，延迟单元 14 根据从控制单元 11 接收的延迟控制信号生成脉冲信号，以使超声波脉冲的焦点对准被检测体内的规定深度的发送焦点。

然后,振子组 1 接收从散射体反射的超声波回波(S502:Yes),通过延迟单元 14 及 A/D 变换器 16,反射信号被存储在缓冲器 17 中(S503)。

反射角检测单元 18 确定反射角及反射信号的信号强度模式(pattern)(S504),加权加法单元 15 执行加权处理及相加处理(S505)。

之后,检波单元 19 进行检波(S506),显示单元 20 进行断层像及反射角的显示(S507)。反复进行以上处理,直到完成诊断为止(S501~S508)。

图 9 是表示上述图 8 的反射角检测处理(S503)的详细处理内容的一个示例的流程图。

首先,反射角检测单元 18 根据控制单元 11 的指示,确定接收焦点 pm 的反射信号(S601),从缓冲器 17 读出必要的数据(S602)。

然后,反射角检测单元 18 比较每个振子的反射信号的大小(S603),根据反射信号的信号强度的模式来确定加权模式(S604)。并且,反射角检测单元 18 确定接收了最大反射信号的振子 Tx(S605)。

之后,反射角检测单元 18 根据接收焦点 pm 和振子 Tx 的位置算出反射角(S606)。反射角检测单元 18 把所算出的反射角发送给控制单元 11 及加权加法单元 15(S607)。

图 10 是表示上述图 8 的加权相加处理(S504)的详细处理内容的一个示例的流程图。

首先,加权单元 151 从反射角检测单元 18 接收反射强度模式及反射角(S701),根据反射角的值(S702),选择加权模式(例如加权模式 31~33 中的一个)(S703~S705)。

然后,加法单元 152 根据所选择的加权模式,进行反射信号

的加权（S706），并对它们进行相加（S707）。

之后，加法单元 152 向检波单元 19 输出所相加的反射信号（S708）。

如上所述，本实施方式的超声波诊断装置根据超声波回波的强度来确定反射角，根据该反射角进行反射信号的加权，所以能够用更简单的硬件结构生成和以往相同的断层像。

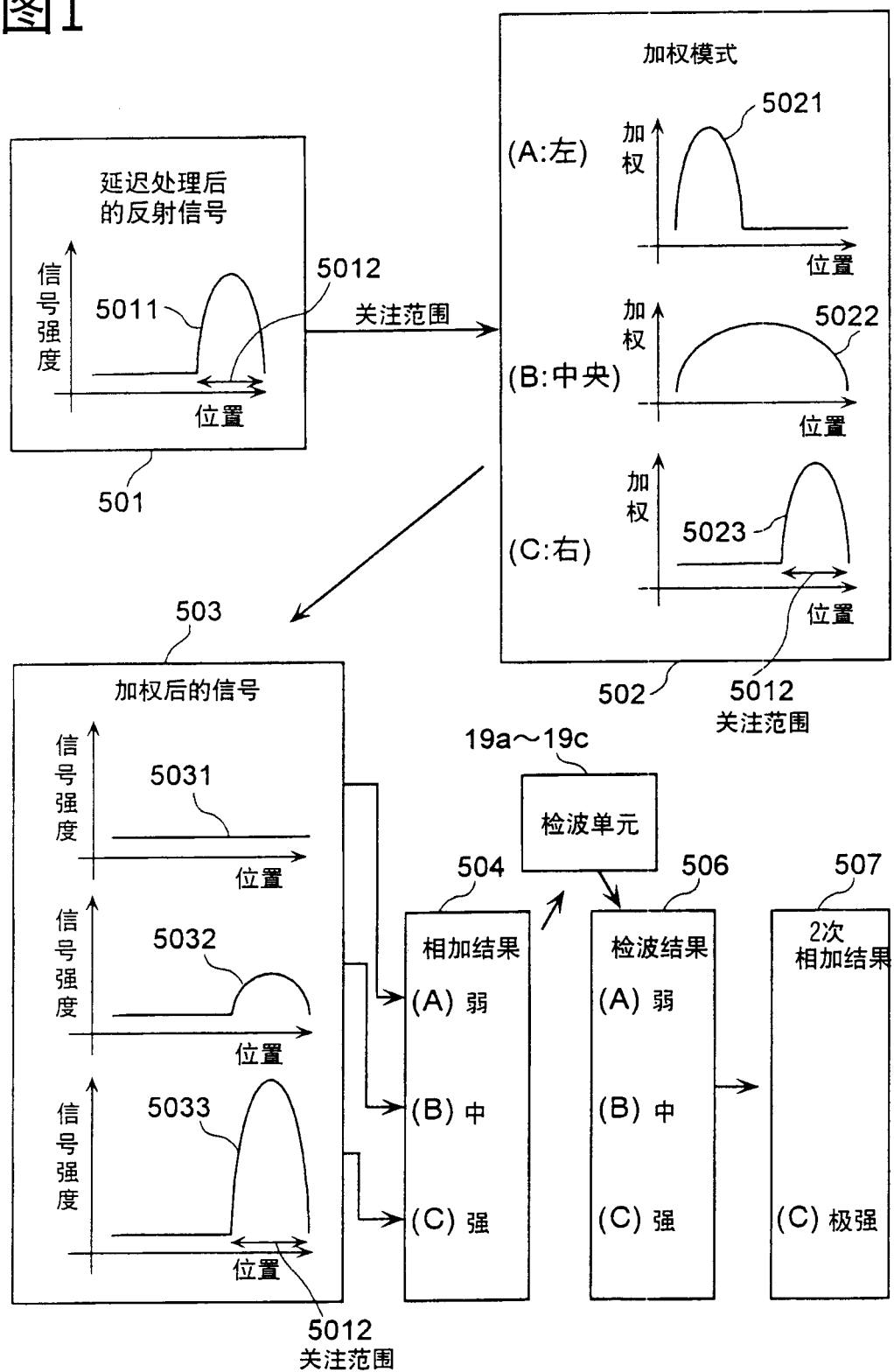
在上述实施方式中，表示了在加权单元 151 确定加权模式的结构示例，但也可以是在反射角检测单元 18 确定加权模式的结构。

另外，在上述实施方式中，作为决定加权的方法，表示了根据反射角选择加权模式的方法和使用公式（1）的方法，但不受这些方法限定，也可以在神经元网络中通过基于利用学习算法的模式匹配的加权模式选择等来决定加权。

此外，在上述实施方式中，采用一维排列的振子组对振子进行了说明，但本发明不限定于一维排列，也可适用于二维或三维排列的振子组。

另外，还可以利用模拟电路、数字电路、软件中的一个来实现上述超声波诊断装置。

图1





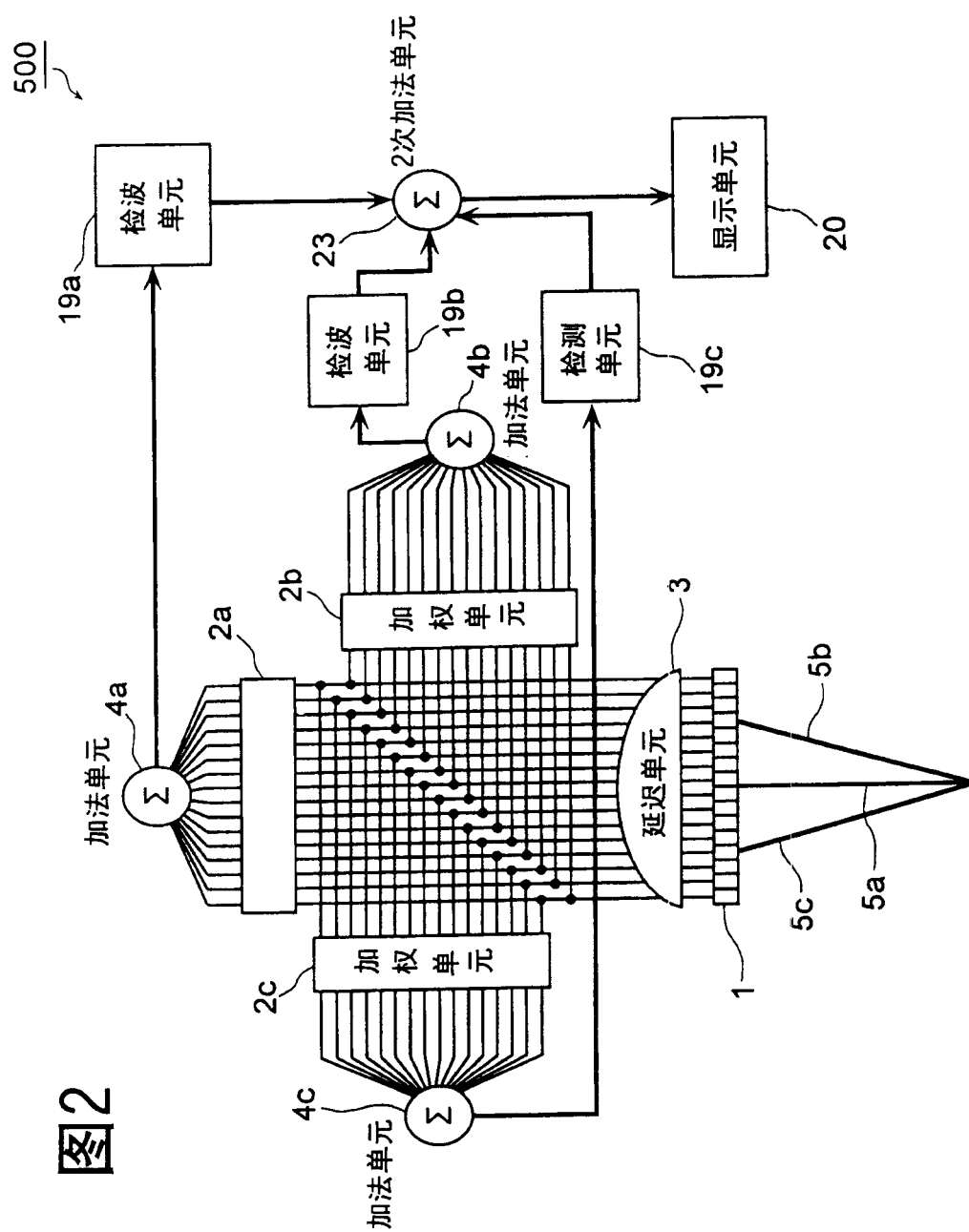


图3

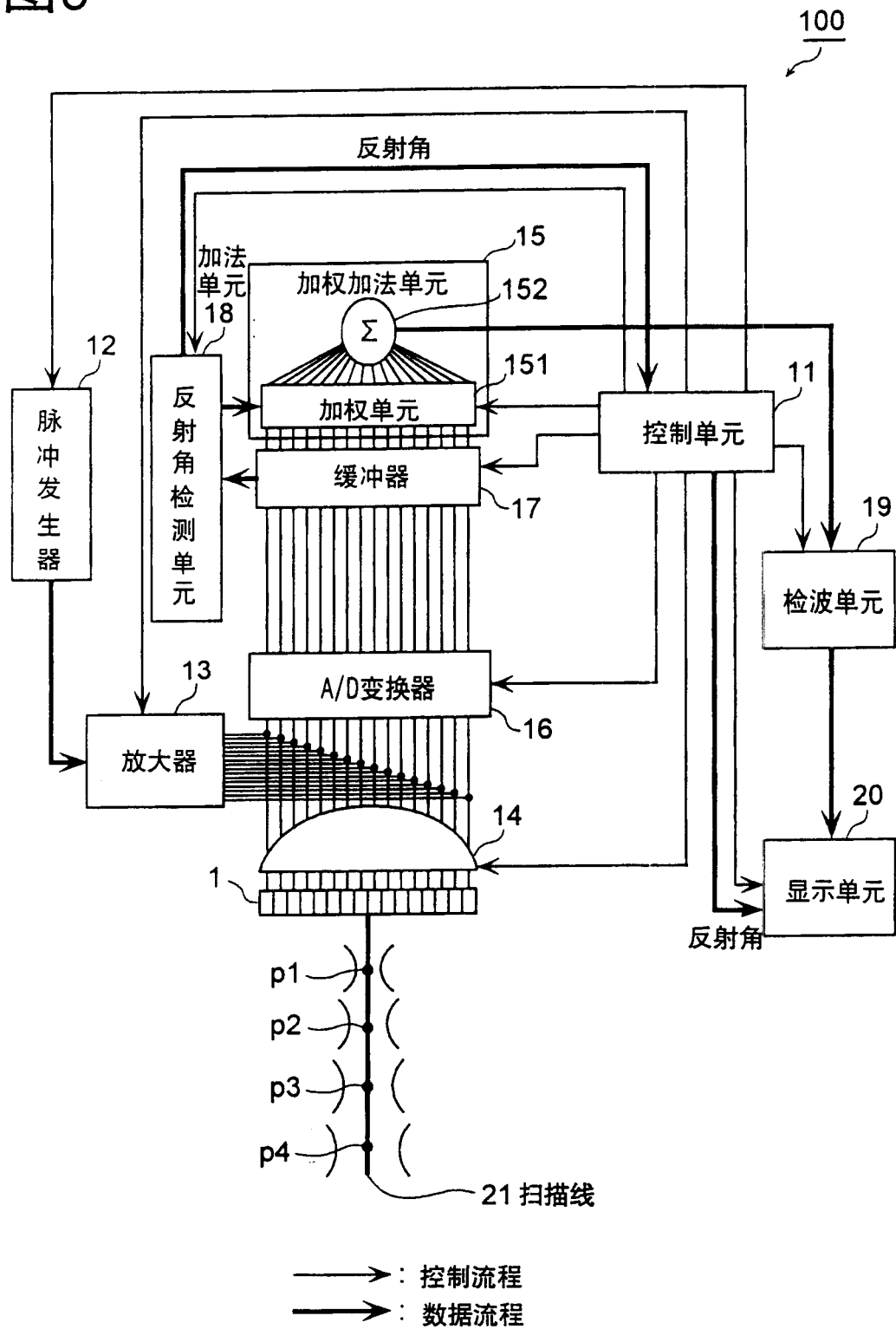


图4

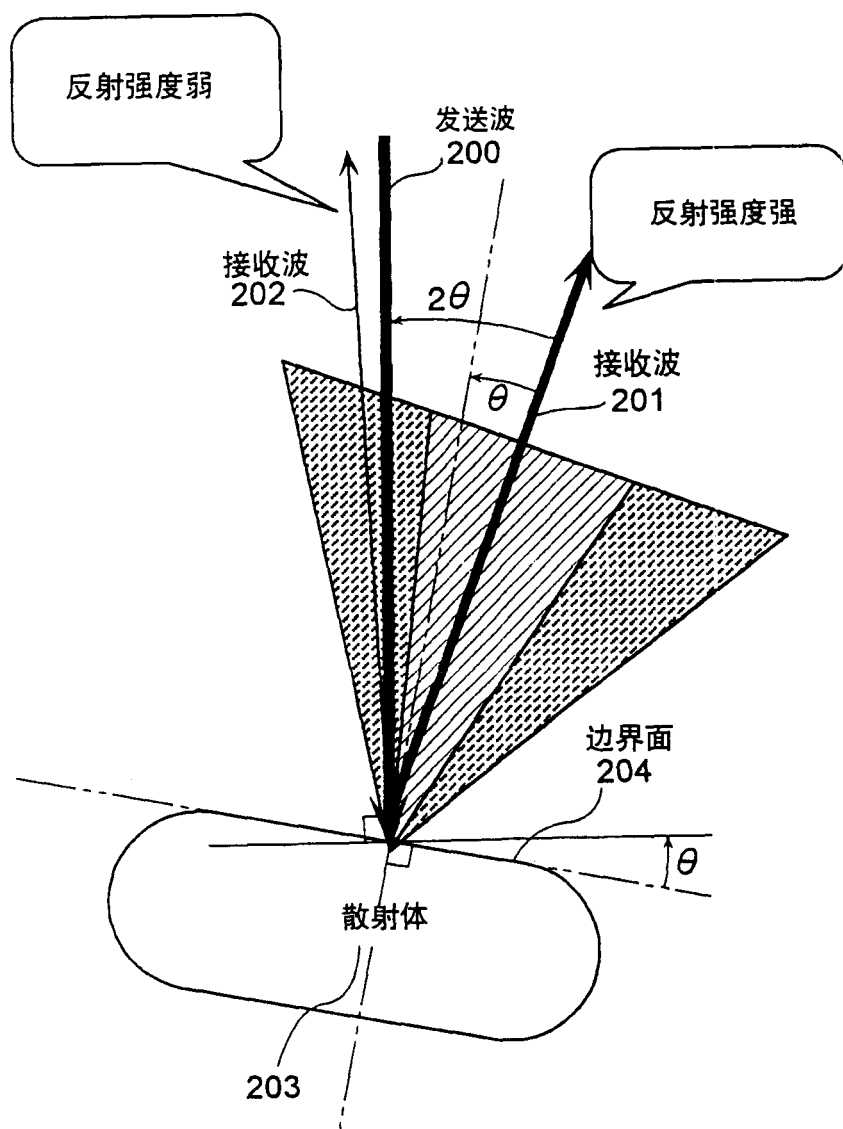
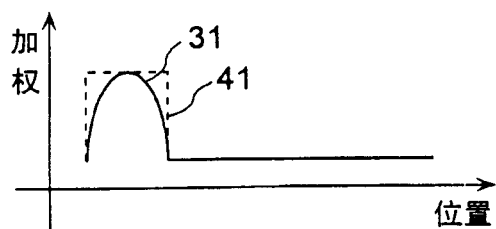
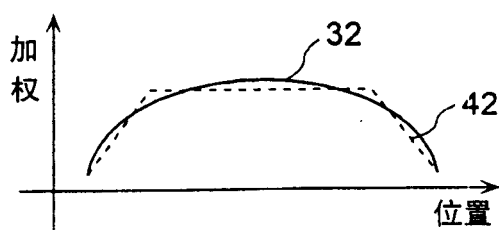


图5

(a)



(b)



(c)

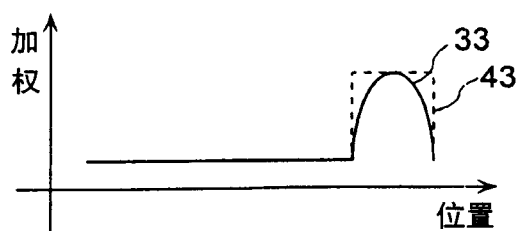


图6

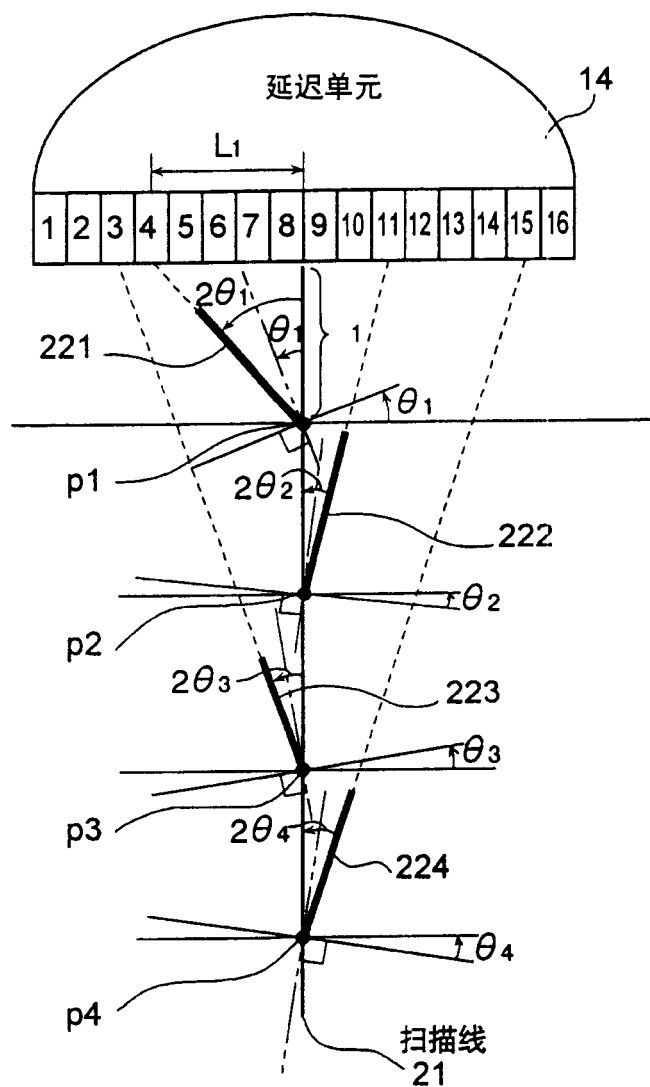


图7

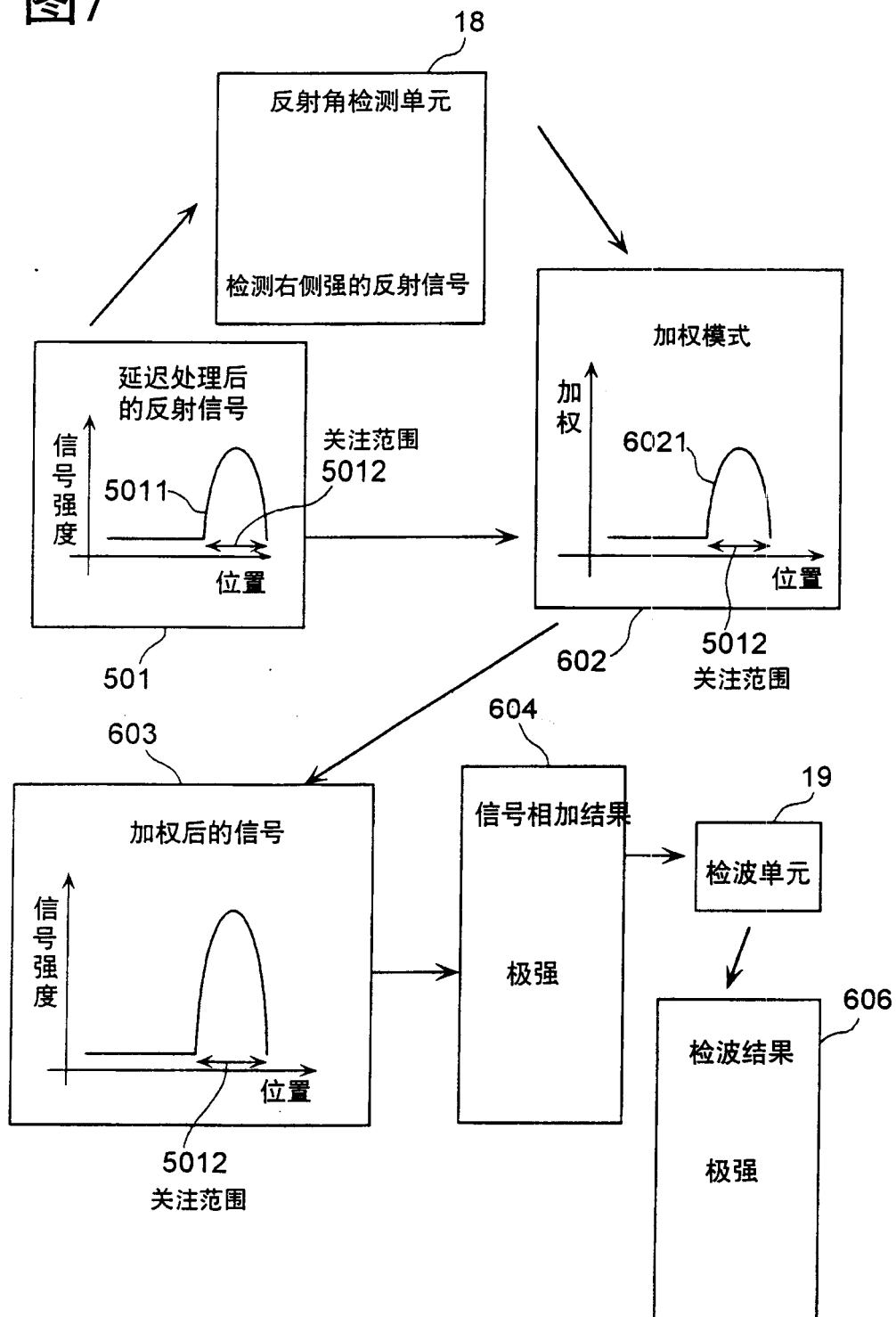


图8

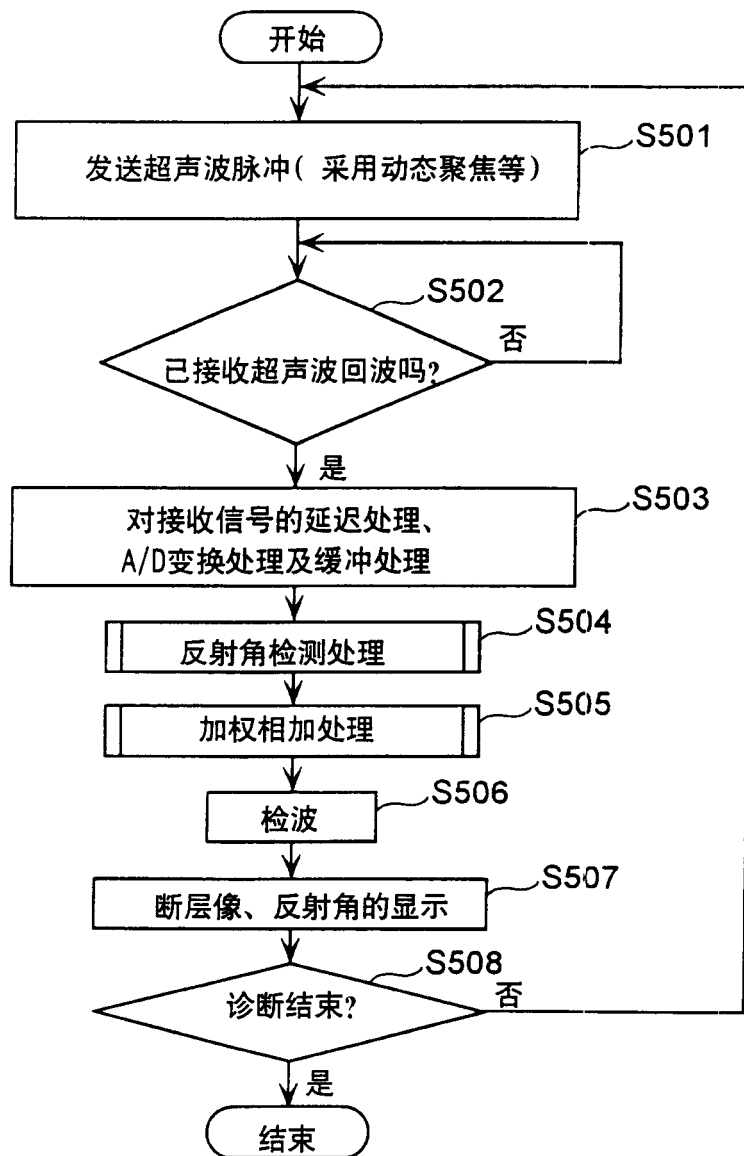


图9

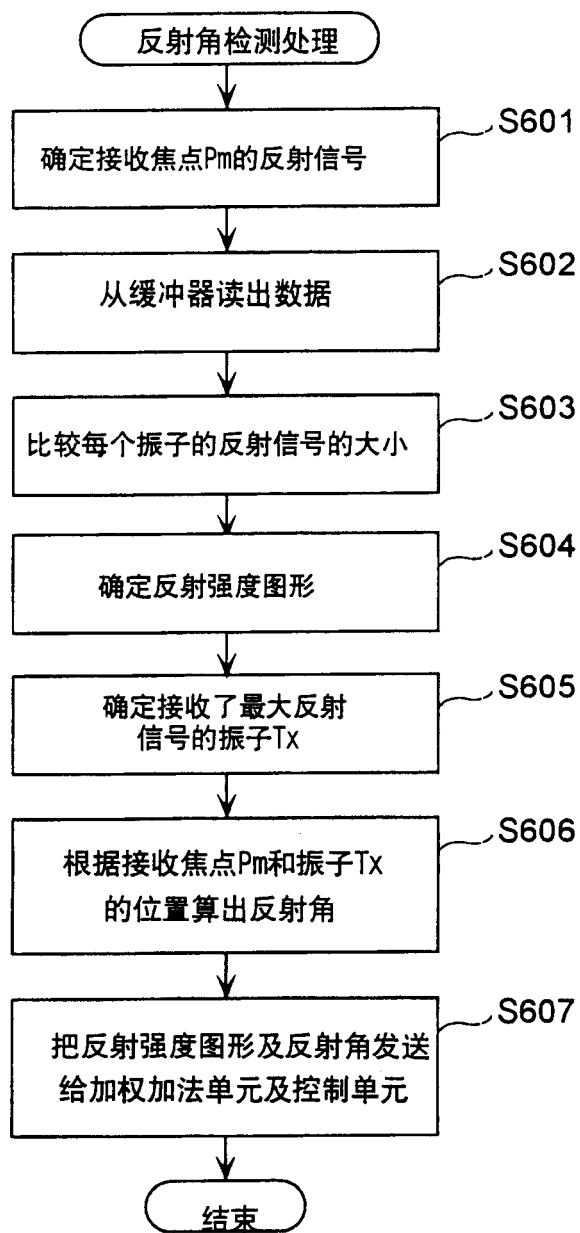
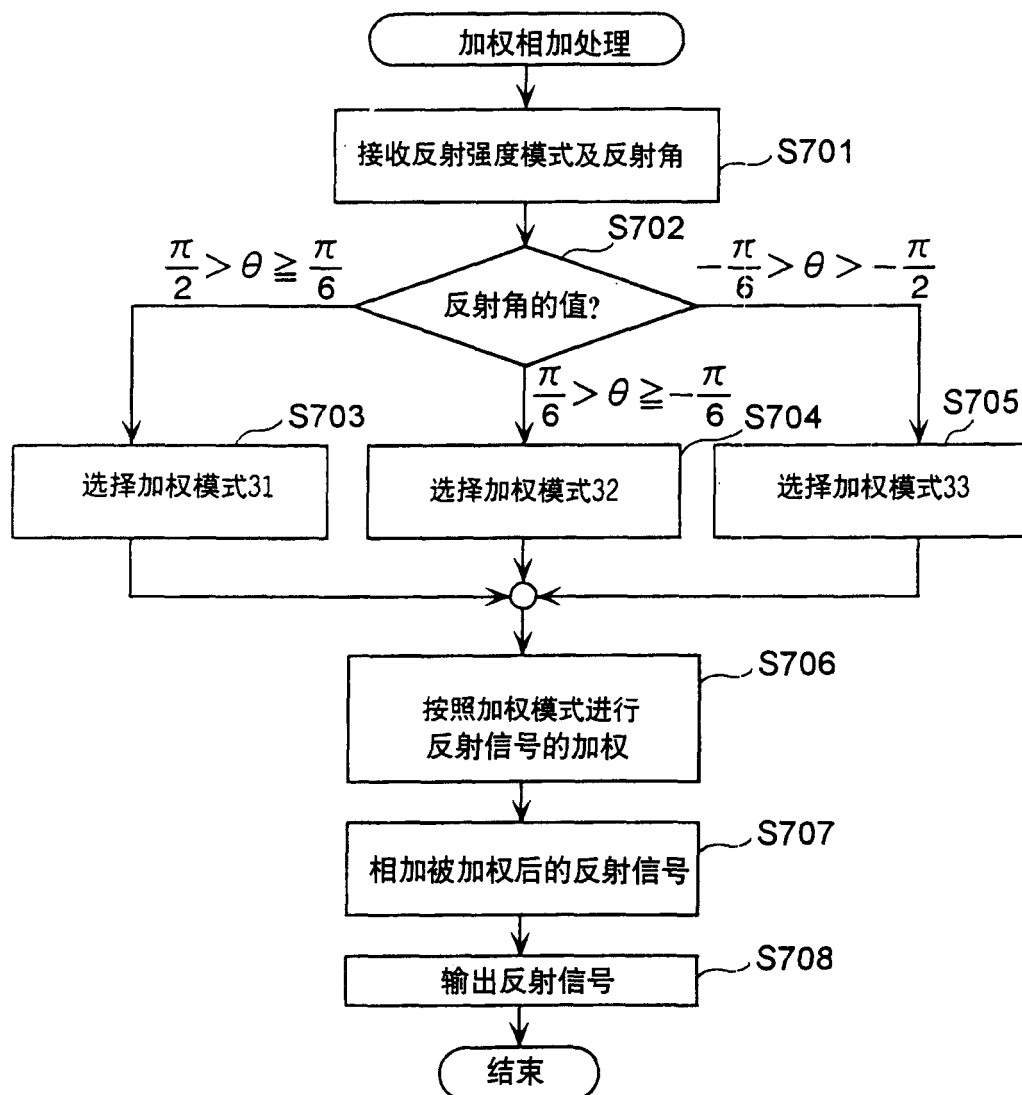




图10



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	<a href="#">CN1517074A</a>	公开(公告)日	2004-08-04
申请号	CN200410001984.1	申请日	2004-01-16
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	余田贞人		
发明人	余田贞人		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34 G01B17/00 G01N29/06 G01N29/22		
CPC分类号	G01S7/52017 G10K11/341 G01S7/52034 G01S15/8906 A61B8/0858		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2003008749 2003-01-16 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种可以避免硬件增加和帧速率降低，同时能得到同等于从多方向摄影时的断层像的超声波诊断装置(100)。脉冲发生器(12)接收从控制单元(11)发送的触发信号时，根据该触发信号生成使产生超声波的信号脉冲，通过放大器(13)输出给振子组(1)。振子组(1)接收从散射体反射来的超声波回波。缓冲器(17)通过延迟单元(14)及A/D变换器(16)存储所接收的反射信号。反射角检测单元(18)特定反射角及反射信号的反射强度模式，加权加法单元(15)根据该反射强度模式执行加权处理。然后，检波单元(19)进行检波，显示单元(20)进行断层像及反射角的显示。

