

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480004509.8

[43] 公开日 2006 年 3 月 22 日

[11] 公开号 CN 1750789A

[22] 申请日 2004.2.9

[21] 申请号 200480004509.8

[30] 优先权

[32] 2003. 2. 18 [33] JP [31] 040174/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/001343 2004.2.9

[87] 国际公布 WO2004/073519 日 2004.9.2

[85] 进入国家阶段日期 2005.8.18

[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 西垣森绪

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
代理人 王 英

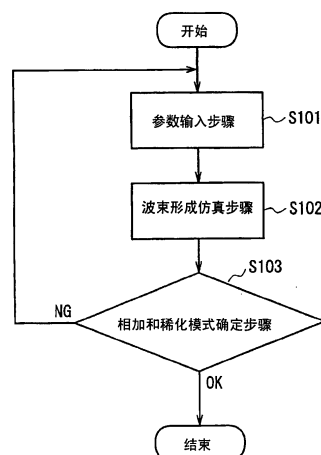
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

### [54] 发明名称

超声诊断装置的孔径确定方法

### [57] 摘要

提供了一种确定超声诊断装置的孔径的方法，该方法防止波束图恶化并能获得具有良好质量的图像。此方法包括：波束形成仿真步骤(S102)，该步骤基于与探测器的信号处理条件相关且包括对来自换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的参数，对要形成的超声波束图进行仿真；以及相加和稀化模式确定步骤(S103)，用于确定在波束形成仿真步骤中得到的波束图是否满足预定标准，该标准包括旁瓣电平的最大值，在不进行相加和稀化的情况下灵敏度降低的允许量等。



1、一种确定超声诊断装置的孔径的方法，所述超声诊断装置包括：探测器，包括多个换能器阵列，用于向目标发射或从目标接收超声波束；发射脉冲产生单元，用于产生多个发射脉冲来驱动所述换能器阵列；波束形成器，用于对通过所述换能器阵列接收的信号进行延迟和求和操作；以及交叉点开关，用于将通过所述换能器阵列接收的信号分配到所述波束形成器的多个输入端中的任何输入端，其中，在所述交叉点开关中设置对接收信号进行相加或稀化的方式，从而，在孔径的中心侧与在端侧相比，更多来自所述换能器的接收信号输入到波束形成器的一个输入端，所述方法包括：

波束形成仿真步骤，该步骤基于与所述探测器的信号处理条件相关的且包括相加和稀化方式的参数，对要形成的超声波束图进行仿真；以及

相加和稀化模式确定步骤，用于确定在所述波束形成仿真步骤中得到的所述波束图是否满足预定标准。

2、根据权利要求1所述的确定超声诊断装置的孔径的方法，还包括波束图形成步骤，用于在相加和稀化模式确定步骤中确定不满足所述预定标准时对相加和稀化模式进行修改。

3、根据权利要求1所述的确定超声诊断装置的孔径的方法，其中，与所述探测器的信号处理条件相关的参数包括所述换能器之间的间隔。

4、根据权利要求1所述的确定超声诊断装置的孔径的方法，其中，与所述探测器的信号处理条件相关的参数包括从所述换能器和所述发射脉冲的波形得到的中心频率。

5、根据权利要求1所述的确定超声诊断装置的孔径的方法，其

中,与所述探测器的信号处理条件相关的参数包括与所接收信号的反射深度一致的所述孔径的开放程度。

6、根据权利要求1所述的确定超声诊断装置的孔径的方法,其中,所述预定标准包括旁瓣电平的最大值以及不进行相加和稀化的情况下灵敏度降低的允许量。

## 超声诊断装置的孔径确定方法

### 技术领域

本发明涉及一种超声诊断装置,用于通过利用换能器阵列发射和接收超声波来观察和诊断活体等的情况,本发明尤其涉及一种最优地确定超声诊断装置的孔径的方法。

### 背景技术

目前,利用多个换能器同时构成换能器阵列来聚合多个超声波束是一种公知的聚焦技术。

图4是根据第一常规例的线性扫描类型超声诊断装置的示例性结构的方框图。图4中,探测器1包括排列的换能器2-1至2-128。在换能器2-1至2-128中,要被应用的换能器(也称为孔径部分)由耐高压开关3-1至3-64进行选择。发射脉冲产生单元4产生的脉冲对由耐高压开关3-1至3-64所选择的换能器进行驱动。由耐高压开关3-1至3-64从换能器2-1至2-128中所选择的换能器对从所选换能器发射并在身体(未示出)内反射的超声波束进行接收。所选择的接收信号通过电压/电流转换放大器5-1至5-64发送到交叉点开关(CPS)6,在交叉点开关(CPS)6对所选择的接收信号进行分类。已分类信号通过电流/电压转换放大器7-1至7-64被发送到模拟/数字(A/D)转换器8-1至8-64,以转换成数字信号,波束形成器9对所获数字信号进行延迟和求和操作。通过为B型显示进行信号处理的B型信号处理单元10、为多普勒血流量计进行信号处理的多普勒信号处理单元11以及为彩色血流(color flow)进行信号处理的彩色血流信号处理单元12中的任何单元对波束形成器9的输出信号进行所需的信号处理。图像合成单元13对来自B型信号处理单元10、多普勒信号处理单元11和彩色血流信号处理单元12的信号进行合成,构成一个显示图像,然后显示在显示单元14上。由控制单元15进行整体控制,通过操作

单元 16 执行操作者的操作。

如此配置的超声诊断装置的操作是众所周知的，因此省略关于它的描述。

这种使用换能器阵列的超声诊断装置必须同时处理来自多个换能器的信号。从而，需要配备与同时使用的换能器数目相同的 A/D 转换器和用于接收来自 A/D 转换器的输出并对该输出进行延迟和求和处理的波束形成器，这导致了很大的物理量。JP 2000-157539A 中描述了对此问题所提出的一种解决方案，作为第二常规例。

参考图 5 和 6 对第二常规例进行描述。

图 5 是示出了根据第二常规例的超声诊断装置的示例性结构的方框图。在第一常规例中，交叉点开关 6 输出 64 路信号，因此相应地配备了 64 个电流/电压转换放大器 7-1 至 7-64 和 64 个 A/D 转换器 8-1 至 8-64。另一方面，在第二常规例中，交叉点开关 6 输出 32 路信号，因此相应地配备了 32 个电流/电压转换放大器 7-1 至 7-32 和 32 个 A/D 转换器 8-1 至 8-32。

图 6A 和 6B 示出了图 5 中所示的交叉点开关 6 的连接图。在图 6A 和 6B 中，从接收孔径的一端起将信号编号为 1、2、…。在交叉点开关 6 中，多个信号连接到一个输出端(相加或合成)。还有信号连接到无输出端上(稀化)。由于接收信号在初始阶段转换为电流流向交叉点开关 6，当两个信号连接到一个输出端时，有可能从输出端取得这两个信号的电流在其中相加的输出信号。

交叉点开关 6 中的连接也可以表示为如图 6B 所示。在图 6B 中，交叉点开关 6 的输入信号 1、3、5、7、8、9、10、31 和 32 分别连接到输出端 1、2、3、4、5、6 和 7。输入信号 2、4、6、61 和 63 连接到无输出端。二输入信号 11 和 12、13 和 14、15 和 16、17 和 18 以及 19 和 20 各自分别连接到一个输出端 8、9、10、11 或 12。三输入信号 21、22 和 23，24、25 和 26，27、28 和 29 以及 30、31 和 32 各自分别连接到一个输出端 13、14、15 或 16。

如上所述，通过将来自多个换能器的接收信号合成一个信号并提供不使用的信道，即，对来自换能器的接收信号进行相加和稀化

(adding and thinning), 输入到 A/D 转换器和波束形成器的输入信号的数量可以减少, 结果是, 物理量减少并且波束图的恶化最小。

然而, 还是在第二常规例中, 对诊断中所用图像的质量的影响根据来自换能器的所选择的接收信号被相加或来自换能器的所选择的接收信号被稀化的方式而不同。因此, 最优地确定对来自换能器的接收信号进行相加或稀化的方式, 对于要得到的图像质量来说非常重要。

## 发明内容

针对上述问题实现了本发明, 本发明的目标是提供一种确定超声诊断装置的孔径的方法, 该方法通过最优地确定对来自换能器的接收信号进行相加和稀化的方式, 防止波束图恶化并能够得到具有良好质量的图像。

为了实现上述目标, 在根据本发明的确定超声诊断装置的孔径的方法中, 该超声诊断装置包括: 探测器, 包括多个换能器阵列, 用于向目标发射或从目标接收超声波束; 发射脉冲产生单元, 用于产生多个发射脉冲来驱动换能器阵列; 波束形成器, 用于对通过换能器阵列接收的信号进行延迟和求和操作; 以及交叉点开关, 用于将通过换能器阵列接收的信号分配到波束形成器的多个输入端中的任何输入端, 其中, 在交叉点开关中设置对接收信号进行相加或稀化的方式, 从而, 在孔径的中心侧, 与在端侧相比, 更多来自换能器的接收信号输入到波束形成器的一个输入端。该方法包括: 波束形成仿真步骤, 该步骤基于与探测器的信号处理条件相关的且包括相加和稀化方式的参数, 对要形成的超声波束图进行仿真; 以及相加和稀化模式确定步骤, 用于确定在波束形成仿真步骤中得到的波束图是否满足预定标准。

根据本发明的确定超声诊断装置的孔径的方法还包括波束图形成步骤, 用于在相加和稀化模式确定步骤中确定不满足预定标准时对相加和稀化模式进行修改。

根据上述配置, 由于提供了基于波束图标准的波束形成仿真步骤以及相加和稀化模式确定步骤, 因此可以计算对来自换能器的接收信

号进行相加和稀化的最优方式,以获得良好的波束图,同时灵敏度的降低最小。

根据本发明的确定超声诊断装置的孔径的方法中,与探测器的信号处理条件相关的参数包括换能器之间的间隔,从换能器和发射脉冲波形得到的中心频率,以及与接收信号的反射深度一致的孔径开放程度。

根据本发明的确定超声诊断装置的孔径的方法中,预定标准包括旁瓣电平的最大值以及在不进行相加和稀化的情况下灵敏度降低的允许量。

#### 附图说明

图 1 是示出了根据本发明第一实施例的确定超声诊断装置的孔径的方法中,确定对来自多个换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的过程的流程图;

图 2 是示出了根据本发明第二实施例的确定超声诊断装置的孔径的方法中,确定对来自多个换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的过程的流程图;

图 3 是示出了根据本发明第三实施例的确定超声诊断装置的孔径的方法中,确定对来自多个换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的过程的流程图;

图 4 是示出了根据第一常规例的超声诊断装置的示例性结构的方框图;

图 5 是示出了根据第二常规例的超声诊断装置的示例性结构的方框图;

图 6A 是示出了图 5 中所示的交叉点开关 6 连接实例的示意图;

图 6B 是示出了在交叉点开关具有图 6A 中所示连接的情况下,对来自换能器的接收信号进行合成(相加)和稀化的方式的示意图。

#### 具体实施方式

下面将参考附图描述本发明的优选实施例。

### (实施例 1)

图 1 是示出了根据本发明第一实施例的确定超声诊断装置的孔径的方法中,确定对来自多个换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的过程的流程图。

图 1 中,在参数输入步骤(S101)中,对来自换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的数据、包括换能器之间间隔尺寸数据的探测器形状等被作为参数输入。然后,在波束图仿真步骤(S102)中,基于在参数输入步骤(S101)中输入的参数执行波束形成仿真。例如,按照以下方式执行波束图仿真步骤(S102)。计算从每个换能器到受到超声照射的媒介中的测量点的距离,将此距离转换为时间,得到该转换的时间和本来提供给换能器的延迟时间之间的差。在时间滞差得到校正的同时,来自这些换能器的信号与相同方式下从其它探测器到达的信号相加,从而得到一个合成的波形。媒介中的测量点在相同深度的水平方向上按顺序移位,从而形成一个声压分布图。考虑到在媒介中的衰减,可以计算出更加精确的声压分布。

接下来,在相加和稀化模式确定步骤(S103)中,基于包括旁瓣电平的最大值和在不进行相加和稀化的情况下灵敏度降低的允许量等的标准,对相加和稀化模式进行判定。

在相加和稀化模式确定步骤(S103)中,当满足标准时(OK),流程结束。但是,当不满足标准时(NG),处理返回到参数输入步骤(S101),从而修改并输入与对来自换能器的接收信号进行相加和稀化的方式相关的参数。

如上所述,根据本实施例,提供了基于波束图标准的波束形成仿真步骤以及相加和稀化模式确定步骤。从而,可以计算出对来自换能器的接收信号进行相加和稀化的最优的方式,以获得良好的波束图,同时使灵敏度的降低最小。

### (实施例 2)

图 2 是示出了根据本发明第二实施例的确定超声诊断装置的孔



径的方法中,确定对来自多个换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的过程的流程图。

图2中,在固定参数设置步骤(S201)中,对固定参数进行设置,例如,换能器的排列模式,与换能器和发射脉冲波形的中心频率对应的发射频率值,孔径的直径,以及输入到波束形成器的输入个数。然后,在波束图形成步骤(S202)中,第一次形成并输出一个暂时的相加和稀化模式,并在波束形成仿真步骤(S102)中得到一个波束图。在相加和稀化模式确定步骤(S103)中,按照标准对得到的波束图进行检验,并输出判定结果。该标准与实施例1中的标准相同。

在相加和稀化模式确定步骤(S103)中,当不满足标准时(NG),处理返回到波束图形成步骤(S202),从而对相加和稀化模式进行第二次修改以及接下来的修改。例如,当旁瓣很高时,形成一个模式,使得相加减少而稀化增加。波束形成仿真步骤(S102)再次对该模式进行仿真,重复该处理直到满足相加和稀化模式确定步骤(S103)中的标准为止。

如上所述,根据本实施例,最初基于诸如换能器排列模式、发射频率值、孔径的直径和在波束图形成步骤中输入到波束形成器的输入个数这样的固定参数,形成一个暂时的相加和稀化模式,并对该波束图进行修改直到满足标准为止。因此,与实施例1相比,实施例2的优点是不需要操作者亲自修改关于相加和稀化模式的参数。

### (实施例3)

图3是示出了根据本发明第三实施例的用于确定超声诊断装置的孔径的方法中,确定对来自多个换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的过程的流程图

图3中,在固定参数设置步骤(S201)中对固定参数进行设置,例如,换能器的排列模式,与换能器和发射脉冲波形的中心频率对应的发射频率值,孔径的直径,以及输入到波束形成器的输入个数。然后,在第一波束图形成步骤(S202)中,第一次形成并输出一个暂时的相加

和稀化模式，在第一可变参数设置步骤(S301)中设置并输出第一可变参数，在第一波束形成仿真步骤(S102)中基于该暂时的相加和稀化模式以及第一可变参数得到一个波束图。

这里，在第一可变参数设置步骤(S301)中设置和输出的第一可变参数的例子包括在该深度孔径变为最大的深度数据，可以从与接收信号的反射深度一致的孔径开放程度得到该数据。

在第一相加和稀化模式确定步骤(S103)中，按照第一标准对在第一波束形成仿真步骤(S102)中得到的波束图进行检验，并输出判定结果。第一标准与实施例 1 中的标准相同。

在第一相加和稀化模式确定步骤(S103)中，当不满足第一标准时(NG)，处理返回到第一波束图形成步骤(S202)，从而对相加和稀化模式进行第二次修改以及接下来的修改。例如，当旁瓣很高时，形成一个模式，使得相加减少而稀化增加。由第一波束形成仿真步骤(S102)再次对该模式进行仿真，重复以上处理直到满足第一相加和稀化模式确定步骤(S103)中的第一标准为止。

当在第一相加和稀化模式确定步骤(S103)中满足第一标准时(OK)，在第二波束图形成步骤(S302)中第一次输出在第一相加和稀化模式确定步骤(S103)中满足第一标准的相加和稀化模式，在第二可变参数设置步骤(S303)中设置并输出第二可变参数，在第二波束形成仿真步骤(S304)中，基于在第一相加和稀化模式确定步骤(S103)中满足第一标准的相加和稀化模式和第二可变参数得到一个波束图。

这里，在第二可变参数设置步骤(S303)中设置和输出的第二可变参数的例子包括在较浅区域的孔径直径数据和与该数据对应的深度，可以从与接收信号的反射深度一致的孔径开放程度得到该数据。

在第二相加和稀化模式确定步骤(S305)中，当不满足第二标准时(NG)，处理返回到第二波束图形成步骤(S302)，从而对相加和稀化模式进行第二次修改以及之后的修改，在第二可变参数设置步骤(S303)中对第二可变参数进行修改。在第二波束形成仿真步骤(S304)中再次对该模式进行仿真，重复进行处理直到满足第二相加和稀化模式确定步骤(S305)中的第二标准为止。

如上所述，根据本实施例，所具有的优点是，可以执行在两个深度的波束图的确定，并且可以保持在深度方向上图像的一致性。

如上所述，根据本发明，来自多个换能器的信号在接收时被相加和稀化的延迟和求和操作方法中，可以计算相加和稀化模式，使波束图最优，从而可以得到超声诊断中具有良好质量的图像。

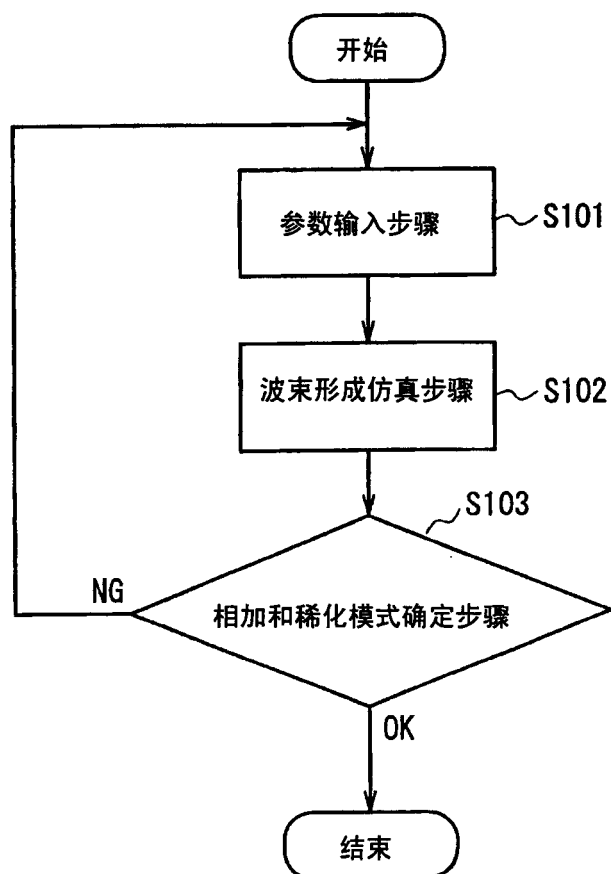


图1

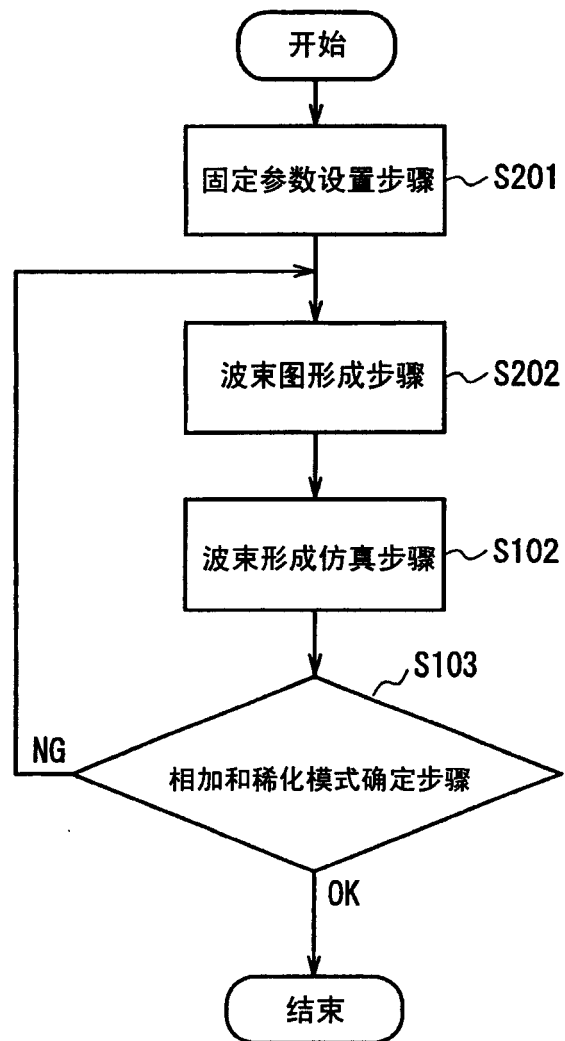


图2

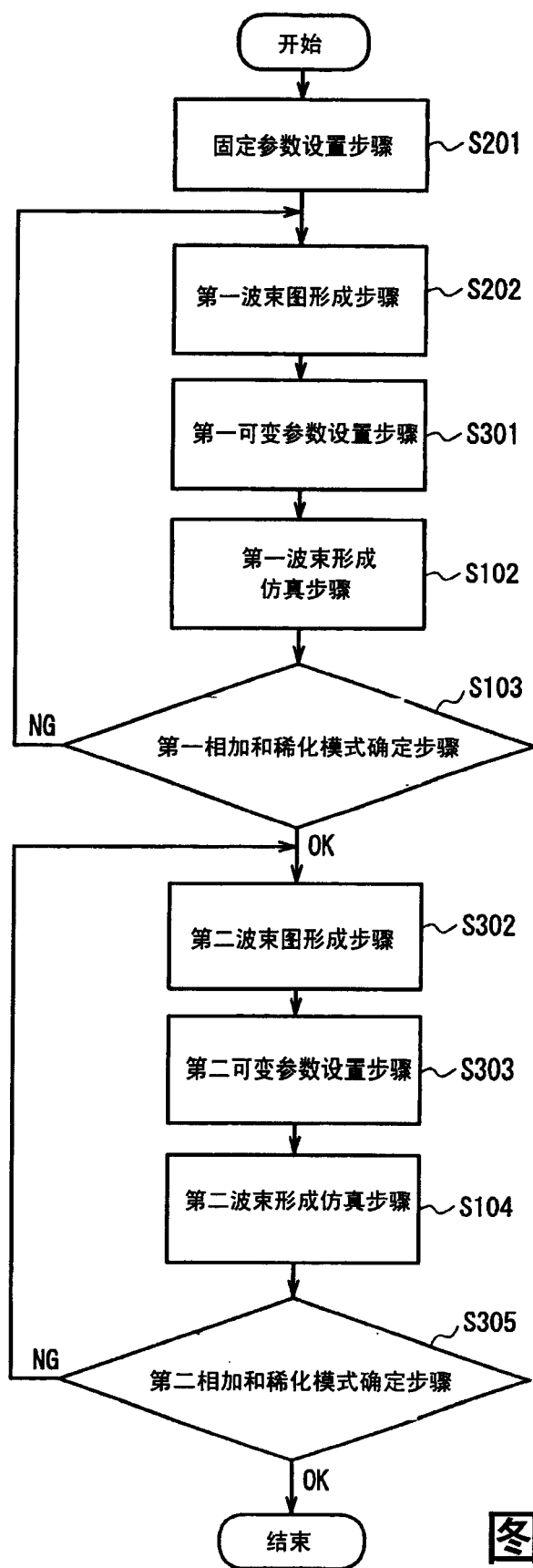


图3

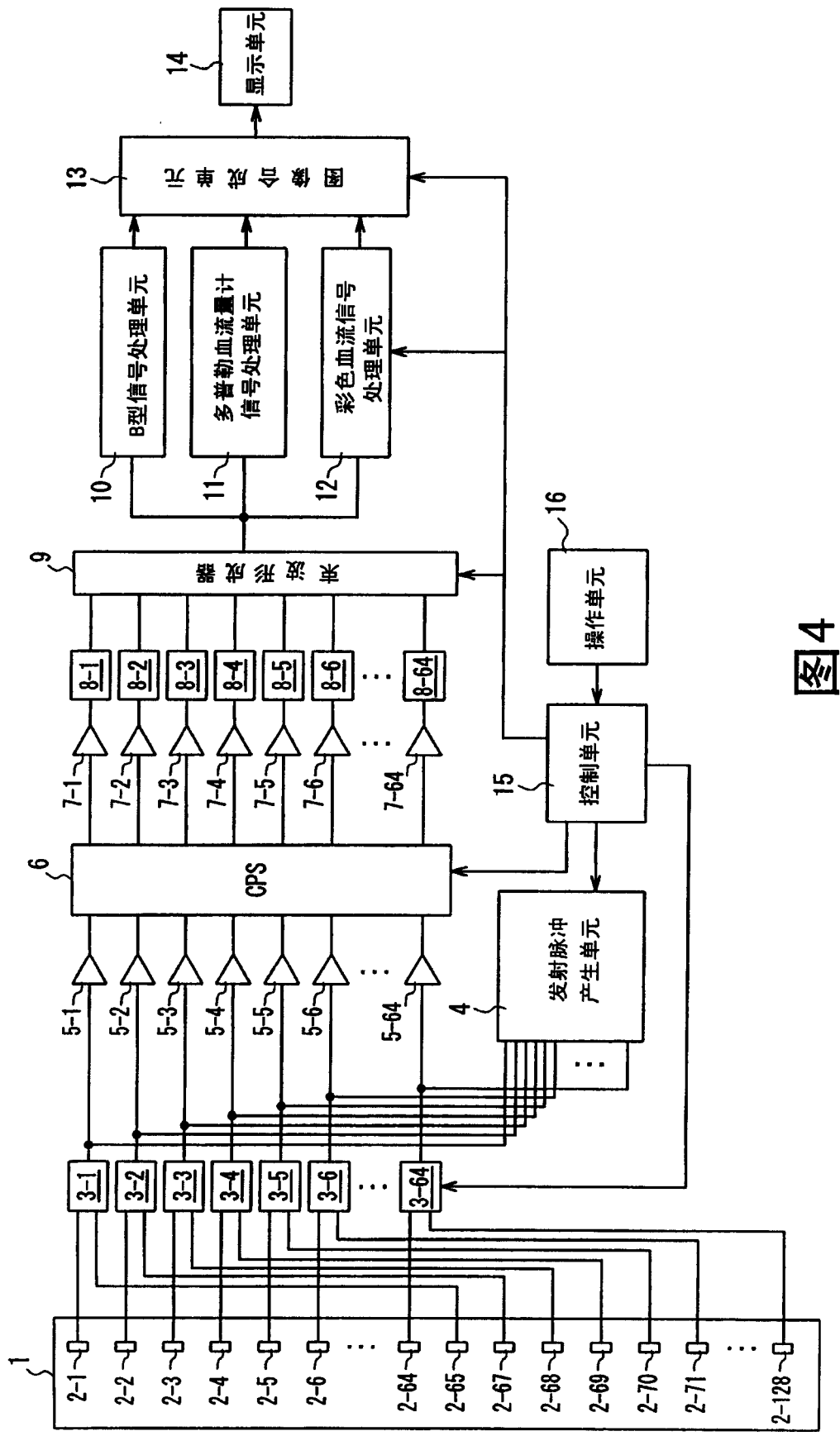


图4

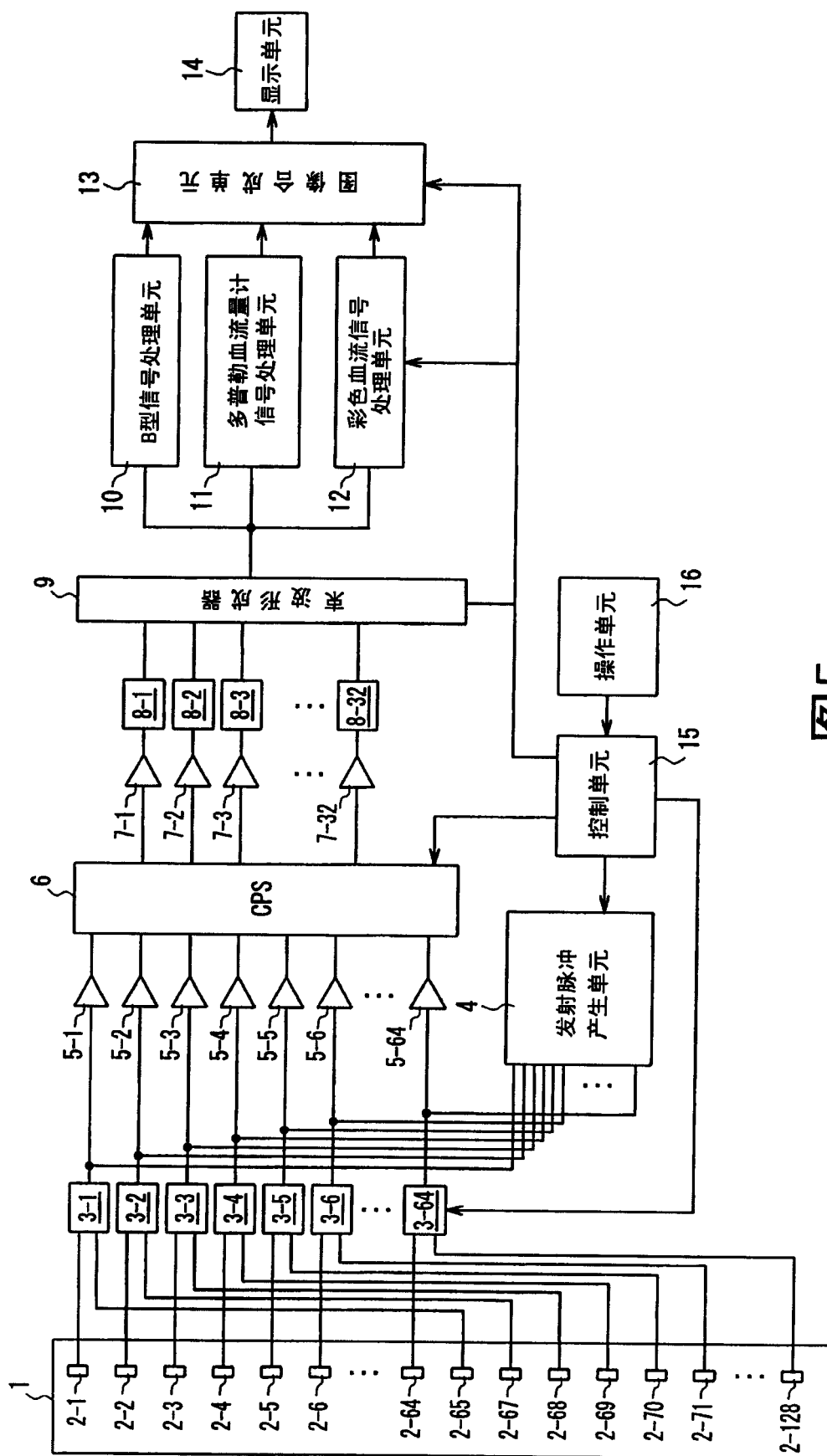
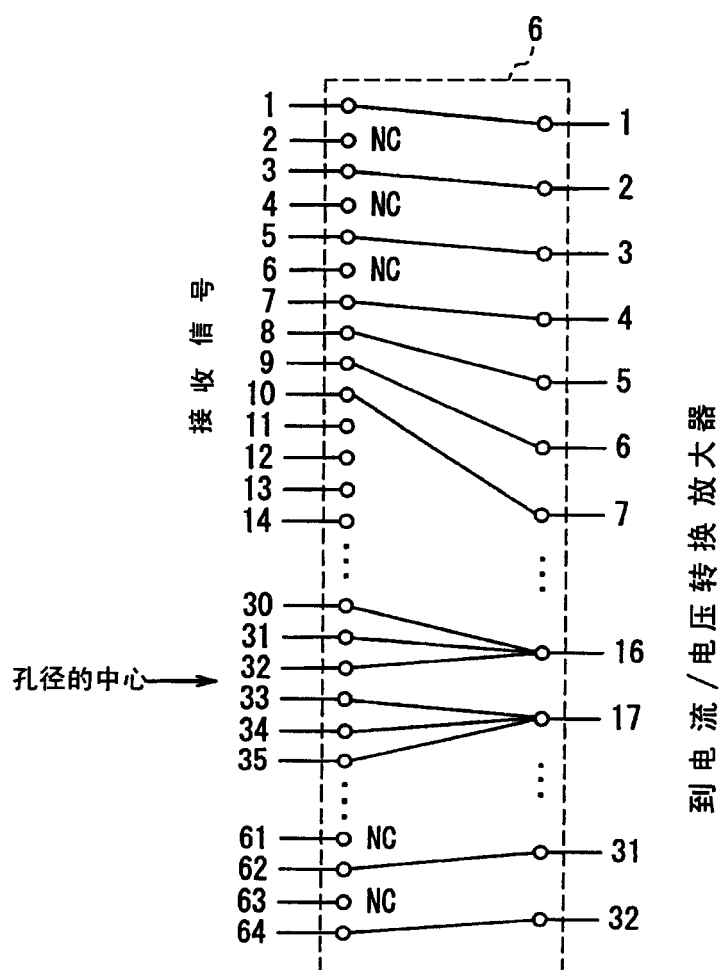
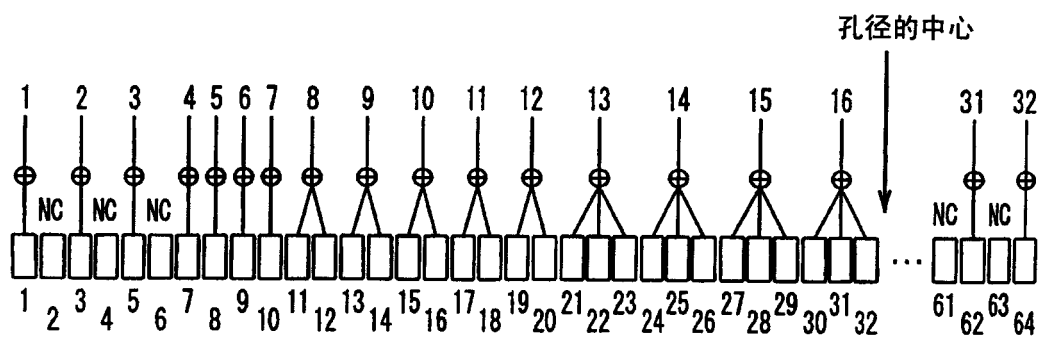


图5





**图 6A**



**图 6B**

|               |                                                |         |            |
|---------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)       | 超声诊断装置的孔径确定方法                                  |         |            |
| 公开(公告)号       | <a href="#">CN1750789A</a>                     | 公开(公告)日 | 2006-03-22 |
| 申请号           | CN200480004509.8                               | 申请日     | 2004-02-09 |
| 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        | 西垣森绪                                           |         |            |
| 发明人           | 西垣森绪                                           |         |            |
| IPC分类号        | A61B8/00 G01S7/52 G10K11/34                    |         |            |
| CPC分类号        | G01S7/52052 G10K11/34 G01S7/52046              |         |            |
| 代理人(译)        | 王英                                             |         |            |
| 优先权           | 2003040174 2003-02-18 JP                       |         |            |
| 外部链接          | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

提供了一种确定超声诊断装置的孔径的方法，该方法防止波束图恶化并能获得具有良好质量的图像。此方法包括：波束形成仿真步骤(S102)，该步骤基于与探测器的信号处理条件相关且包括对来自换能器的接收信号进行相加和稀化的方式的参数，对要形成的超声波束图进行仿真；以及相加和稀化模式确定步骤(S103)，用于确定在波束形成仿真步骤中得到的波束图是否满足预定标准，该标准包括旁瓣电平的最大值，在不进行相加和稀化的情况下灵敏度降低的允许量等。

