



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103547220 B

(45)授权公告日 2017.06.06

(21)申请号 201380001434.7

(72)发明人 金森丈郎 渡边泰仁 津岛峰生

(22)申请日 2013.04.26

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103547220 A

11105

代理人 李芳华

(43)申请公布日 2014.01.29

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(30)优先权数据

2012-104166 2012.04.27 JP

(56)对比文件

JP 特表2008-526291 A, 2008.07.24,

JP 特开平10-127635 A, 1998.05.19,

WO 2011/057252 A1, 2011.05.12,

JP 特表2009-506683 A, 2009.02.12,

CN 1646064 A, 2005.07.27,

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.11.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/002850 2013.04.26

审查员 郑亮

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/161320 JA 2013.10.31

(73)专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

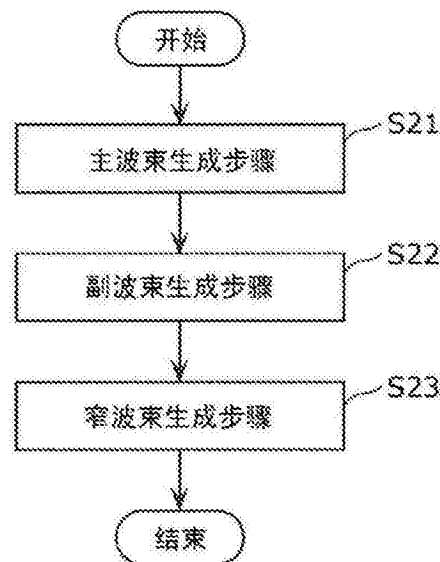
权利要求书3页 说明书16页 附图16页

(54)发明名称

波束成形方法以及超声波诊断装置

(57)摘要

波束成形方法包括:主波束生成步骤(S21),通过将第一区域作为焦点对从多个接收元件获得的接收回波信号进行整相加法运算,生成主波束信号;副波束生成步骤(S22),根据接收回波信号生成副波束信号,该副波束信号对于从第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比主波束信号的要低;以及窄波束生成步骤(S23),计算基于主波束信号以及副波束信号确定的系数、即用于使主波束信号窄角度化的系数,并将系数和主波束信号相乘,从而生成窄波束信号,在副波束生成步骤(S22)中,使用差信号来生成副波束信号,该差信号是指,将与第一区域不同的被检体的两个区域即互不相同的两个区域分别作为焦点来对接收回波信号进行整相加法运算而生成的两个波束信号之差。



1. 一种波束成形方法, 根据由多个接收元件接收从被检体反射来的超声波信号并生成的回波信号, 生成波束信号,

该波束成形方法包括:

主波束生成步骤, 通过以所述被检体的第一区域为焦点对从作为上述多个接收元件的一部分的第一接收元件列获得的接收回波信号进行整相加法运算, 来生成主波束信号;

第二波束生成步骤, 通过以与上述第一区域不同的上述被检体的第二区域为焦点, 对从作为上述多个接收元件的一部分的、与上述第一接收元件列不同的第二接收元件列获得的接收回波信号进行整相加法运算, 来生成第二波束信号;

第三波束生成步骤, 通过以与上述第一区域以及上述第二区域均不同的上述被检体的第三区域为焦点, 对从作为上述多个接收元件的一部分的、与上述第一接收元件列以及上述第二接收元件列均不同的第三接收元件列获得的接收回波信号进行整相加法运算, 来生成第三波束信号;

副波束生成步骤, 使用上述第二波束信号和上述第三波束信号之差的差信号, 生成对于从上述第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比上述主波束信号低的副波束信号; 以及

窄波束生成步骤, 计算基于上述主波束信号以及上述副波束信号确定的系数、即用于将上述主波束信号窄角度化的系数, 并将上述系数和上述主波束信号相乘, 从而生成窄波束信号,

上述第一区域、上述第二区域以及上述第三区域的关系是如下的位置关系, 即在从上述第二波束信号中减去了上述第三波束信号时, 在所述第一区域中信号被抵消。

2. 如权利要求1所述的波束成形方法,

在上述副波束生成步骤中,

通过将上述差信号与上述主波束信号相乘, 来生成上述副波束信号。

3. 如权利要求1所述的波束成形方法,

在上述副波束生成步骤中,

通过将上述差信号、上述主波束信号及规定常数 $\alpha$ 相乘, 来生成上述副波束信号。

4. 如权利要求3所述的波束成形方法,

上述规定常数 $\alpha$ 按第一区域与由上述多个接收元件构成的元件列的距离来确定,

在上述副波束生成步骤中,

使用根据接收到上述接收回波信号时的上述第一接收元件列与在上述副波束生成步骤中进行整相加法运算时的上述第一区域的距离确定的上述规定常数 $\alpha$ ,

通过将上述差信号、上述主波束信号及上述规定常数 $\alpha$ 相乘, 来生成上述副波束信号。

5. 如权利要求3所述的波束成形方法,

上述波束成形方法还包括:

操作步骤, 受理用于变更上述规定常数 $\alpha$ 的由用户进行的操作。

6. 如权利要求1所述的波束成形方法,

上述波束成形方法还包括:

主波束分离步骤, 基于分离频率将在主波束生成步骤中生成的主波束信号分离为每个频带的信号, 从而生成部分主波束信号; 以及

副波束分离步骤, 基于上述分离频率将上述第二波束信号以及上述第三波束信号分别

分离为每个频带的信号,从而生成部分副波束信号,

在上述窄波束生成步骤中,

使用上述部分主波束信号作为上述主波束信号并且使用上述部分副波束信号作为上述副波束信号,生成每个频带的上述窄波束信号即部分窄波束信号,并对所生成的上述部分窄波束信号进行加法运算,从而生成上述窄波束信号。

7. 如权利要求3所述的波束成形方法,

上述波束成形方法还包括:

主波束分离步骤,基于分离频率将在主波束生成步骤中生成的主波束信号分离为每个频带的信号,从而生成部分主波束信号;以及

副波束分离步骤,基于上述分离频率将上述第二波束信号以及上述第三波束信号分别分离为每个频带的信号,从而生成部分副波束信号,

在上述窄波束生成步骤中,

使用上述部分主波束信号作为上述主波束信号并且使用上述部分副波束信号作为上述副波束信号,生成每个频带的上述窄波束信号即部分窄波束信号,并对所生成的上述部分窄波束信号进行加法运算,从而生成上述窄波束信号。

8. 如权利要求7所述的波束成形方法,

上述规定常数 $\alpha$ 按每个频带而确定,

在上述副波束生成步骤中,

使用根据上述部分副波束信号的各自的频带而确定的上述规定常数 $\alpha$ ,将上述差信号、上述部分主波束信号及上述规定常数 $\alpha$ 相乘,由此生成上述部分副波束信号。

9. 如权利要求1所述的波束成形方法,

在上述副波束生成步骤中,

使用在距由上述多个接收元件构成的元件列的中心等距离处存在的两个区域、即在距上述第一区域等距离处存在的两个区域作为上述第二区域以及上述第三区域,生成上述副波束信号。

10. 如权利要求1~9中任一项所述的波束成形方法,

上述接收回波信号包含在不同的三个时刻即第一时刻、第二时刻以及第三时刻分别由上述多个接收元件接收并生成的第一接收回波信号、第二接收回波信号以及第三接收回波信号,

在上述主波束生成步骤中,

使用上述第一接收回波信号作为上述接收回波信号来生成主波束信号,

在上述副波束生成步骤中,

使用上述第二接收回波信号以及上述第三接收回波信号作为上述第二波束信号以及上述第三波束信号来生成副波束信号。

11. 一种超声波诊断装置,根据由多个接收元件接收从被检体反射来的超声波信号并生成的回波信号,生成波束信号,

该超声波诊断装置包括:

主波束生成部,通过上述被检体的第一区域为焦点对从作为上述多个接收元件的一部分的第一接收元件列获得的接收回波信号进行整相加法运算,来生成主波束信号;

第二波束生成部,通过以与上述第一区域不同的上述被检体的第二区域为焦点,对从作为上述多个接收元件的一部分的、与上述第一接收元件列不同的第二接收元件列获得的接收回波信号进行整相加法运算,来生成第二波束信号;

第三波束生成部,通过以与上述第一区域以及上述第二区域均不同的上述被检体的第三区域为焦点,对从作为上述多个接收元件的一部分的、与上述第一接收元件列以及上述第二接收元件列均不同的第三接收元件列获得的接收回波信号进行整相加法运算,来生成第三波束信号;

副波束生成部,使用上述第二波束信号和上述第三波束信号之差的差信号,生成对于从上述第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比上述主波束信号低的副波束信号;以及

窄波束生成部,计算基于上述主波束信号以及上述副波束信号确定的系数、即用于将上述主波束信号窄角度化的系数,并将上述系数和上述主波束信号相乘,从而生成窄波束信号,

上述第一区域、上述第二区域以及上述第三区域的关系是如下的位置关系,即在从上述第二波束信号中减去了上述第三波束信号时,在所述第一区域中信号被抵消。

## 波束成形方法以及超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及波束成形方法以及超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002] 作为以往的超声波诊断装置,一般使用被称作整相加法运算法的方法作为接收所用的超声波波束成形方法,(例如,非专利文献1)。

[0003] 在先技术文献

[0004] 非专利文献

[0005] 非专利文献1:伊东正安,望月刚共著“超声波诊断装置”コロナ社出版,2002年8月26日(P.42~P.45)

### 发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 然而,在如以往的超声波诊断装置那样通过整相加法运算法进行波束成形时,在要观测的区域中,无法使与接收波束的主波瓣相当的波束足够窄(使指向性高),其结果是,存在对超声波接收信号进行显示的图像的分辨率未提高的问题。

[0008] 本发明提供能够使取得的超声波诊断图像高分辨率化的波束成形方法。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 为了解决上述课题,本发明的一方式涉及的波束成形方法,根据由多个接收元件接收从被检体反射来的超声波信号并生成的回波信号,生成波束信号,该波束成形方法具备:主波束生成步骤,通过上述被检体的第一区域为焦点对从上述多个接收元件获得的接收回波信号进行整相加法运算,来生成主波束信号;副波束生成步骤,根据上述接收回波信号,生成对于从上述第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比上述主波束信号低的副波束信号;以及窄波束生成步骤,计算基于上述主波束信号以及上述副波束信号确定的系数、即用于将上述主波束信号窄角度化的系数,并将上述系数和上述主波束信号相乘,从而生成窄波束信号,在上述副波束生成步骤中,使用差信号生成上述副波束信号,该差信号是指,将与上述第一区域不同的上述被检体的两个区域并且是互不相同的两个区域分别作为焦点对上述接收回波信号进行整相加法运算而生成的两个波束信号之差。

[0011] 此外,这些总的或具体的方式可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或计算机可读的CD-ROM等记录介质来实现,也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序及记录介质的任意的组合来实现。

[0012] 发明的效果

[0013] 根据本发明的波束成形方法,能够使取得的超声波诊断图像高分辨率化。

### 附图说明

[0014] 图1是超声波诊断装置的结构图。

- [0015] 图2A是表示实施方式1中的波束成形方法的第一例的图。
- [0016] 图2B是实施方式1中的波束成形方法的流程图。
- [0017] 图3是表示实施方式1中的接收部与接收元件阵列的位置关系的图。
- [0018] 图4是表示实施方式1中的接收元件与对象区域的位置关系的图。
- [0019] 图5是表示灵敏度评价区域与对于灵敏度评价区域的接收灵敏度的关系的概念图。
- [0020] 图6是表示实施方式1中的主波束信号 $A(m,n)$ 与信号 $B(m,n)$ 的波束图案的第一例的图。
- [0021] 图7是实施方式1中的来自第1整相加法运算部的主波束输出 $A(m,n)$ 与来自第1乘法运算部的副波束输出 $C(m,n)$ 的波束图案图。
- [0022] 图8是实施方式1中的来自第1整相加法运算部的主波束输出 $A(m,n)$ 与来自第2乘法运算部的波束成形器输出 $D(m,n)$ 的波束图案图。
- [0023] 图9是表示实施方式1中的波束成形方法的第二例的图。
- [0024] 图10是表示实施方式1中的信号 $A(m,n) \sim D(m,n)$ 的波束图案的第二例的图。
- [0025] 图11是表示实施方式2中的波束成形方法的一例的图。
- [0026] 图12是深度 $n$ 不同时的波束图案比较图。
- [0027] 图13是表示实施方式3中的波束成形方法的一例的图。
- [0028] 图14是发送频率 $f$ 不同时的波束图案比较图。
- [0029] 图15是表示关联技术中的波束成形方法的图。

### 具体实施方式

- [0030] (成为本发明的基础的知识)
- [0031] 本发明者发现了“背景技术”栏中记载的波束成形方法中产生以下的问题。
- [0032] 图15是示意性地表示本发明的关联技术涉及的超声波诊断装置中的整相加法运算法的图。
- [0033] 执行图15所示的整相加法运算法的超声波诊断装置具有:由接收超声波的多个元件构成的接收元件2101、隶属于各个接收元件并且对信号进行延迟处理的延迟部2102、以及对延迟部2102的各个输出信号进行加法运算的加法运算部2103。
- [0034] 在整相加法运算法中,延迟部2102按每个元件对接收元件2101接收到的信号进行延迟处理之后,加法运算部2103对该延迟处理后的信号进行加法运算,并输出其结果。由此,超声波诊断装置接收观测点S发出的超声波。
- [0035] 然而,在如上述的超声波诊断装置那样通过整相加法运算法进行波束成形时,在想要观测的区域中,无法使与接收波束的主波瓣相当的波束足够窄(提高指向性),其结果是,存在对超声波接收信号进行了显示的图像的分辨率未提高这一问题。另外,还存在如下问题:来自想要观测的区域以外的区域的杂音信号(来自观测区域以外的回波信号)混入到对观测区域的特性进行表示的波束从而 $S/N$ 比降低并且显示的图像的品质劣化等问题(与侧波瓣关联的问题)。
- [0036] 本发明解决上述的问题,目的在于提供波束成形方法等,能够实现进一步抑制了杂音的高品质的接收图像,而且能够使超声波诊断图像高分辨率化。

[0037] 通过本发明的波束成形方法,能够使取得的超声波诊断图像高分辨率化。具体而言,通过本结构,能够对于上述的超声波诊断装置实现窄波束化(窄角度化)。使用通过本波束成形方法波束成形后的信号所生成的图像的分辨率以及画质提高。

[0038] 为了解决上述的问题,本发明的一方式涉及的波束成形方法,根据由多个接收元件接收从被检体反射来的超声波信号并生成的回波信号,生成波束信号,该波束成形方法包括:主波束生成步骤,通过上述被检体的第一区域为焦点对从上述多个接收元件获得的接收回波信号进行整相加法运算,来生成主波束信号;副波束生成步骤,根据上述接收回波信号,生成副波束信号,该副波束信号对于从上述第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比上述主波束信号对于从上述第一区域反射来的超声波信号的灵敏度低;以及窄波束生成步骤,计算基于上述主波束信号以及上述副波束信号确定的系数、即用于将上述主波束信号窄角度化的系数,并将上述系数和上述主波束信号相乘,从而生成窄波束信号,在上述副波束生成步骤中,使用差信号生成上述副波束信号,该差信号是指,将与上述第一区域不同的上述被检体的两个区域并且是互不相同的两个区域分别作为焦点对上述接收回波信号进行整相加法运算而生成的两个波束信号之差。

[0039] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够使接收到的波束信号的灵敏度特性窄角度化。具体而言,通过本波束成形方法,使用从与检查对象区域不同的检体的区域获得的两个副波束信号,从检体(被检体)的检查对象区域获得的主波束信号得以窄角度化。在此,两个副波束信号中分别包含从检查对象区域获得的信号,所以超声波诊断装置能够使用上述的信号的差信号来生成在主波束信号的检查对象区域具有灵敏度死角的信号。而且,通过对该信号和主波束信号进行运算,主波束信号得以窄角度化。因此,通过本波束成形方法,超声波诊断装置能够使取得的超声波诊断图像高分辨率化。

[0040] 例如,可以是,在上述副波束生成步骤中,通过将上述差信号与上述主波束信号相乘,来生成上述副波束信号。

[0041] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够使从副波束信号生成的信号的灵敏度死角窄角度化。通过对灵敏度死角被窄角度化后的信号和主波束信号进行运算,主波束信号进一步被窄角度化。因此,通过本波束成形方法,超声波诊断装置能够进一步使取得的超声波诊断图像高分辨率化。

[0042] 例如,可以是,在上述副波束生成步骤中,通过将上述差信号、上述主波束信号及规定常数 $\alpha$ 相乘,来生成上述副波束信号。

[0043] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够调整从副波束信号生成的信号的灵敏度死角的窄角度化的程度。因此,通过本波束成形方法,超声波诊断装置能够调整将取得的超声波诊断图像高分辨率化的程度。

[0044] 例如,可以是,上述规定常数 $\alpha$ 按第一区域与由上述多个接收元件构成的元件列的距离来确定,在上述副波束生成步骤中,使用根据接收到上述接收回波信号时的上述元件列与在上述副波束生成步骤中进行整相加法运算时的上述第一区域的距离确定的上述规定常数 $\alpha$ ,通过将上述差信号、上述主波束信号及上述规定常数 $\alpha$ 相乘,来生成上述副波束信号。

[0045] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够根据检体的检查对象区域距检体的体表的深度来调整灵敏度死角的窄角度化的程度。

[0046] 例如,可以是,上述波束成形方法还包括:操作步骤,受理用于变更上述规定常数 $\alpha$ 的由用户进行的操作。

[0047] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够基于用户的操作来调整灵敏度死角的窄角度化的程度。超声波的传播特性因各种原因而变化,所以通过用户对预先确定的常数进行微调,超声波诊断装置能够更恰当地调整灵敏度死角的窄角度化的程度。

[0048] 例如,可以是,上述波束成形方法还包括:主波束分离步骤,基于分离频率将在主波束生成步骤中生成的主波束信号分离为每个频带的信号,从而生成部分主波束信号;以及副波束分离步骤,基于上述分离频率将在上述副波束生成步骤中生成的上述两个波束信号分别分离为每个频带的信号,从而生成部分副波束信号,在上述窄波束生成步骤中,使用上述部分主波束信号作为上述主波束信号并且使用上述部分副波束信号作为上述副波束信号,生成每个频带的上述窄波束信号即部分窄波束信号,并对所生成的上述部分窄波束信号进行加法运算,从而生成上述窄波束信号。

[0049] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够按从检体接收的超声波的每个频率而分离,并对于分离出的信号进行与上述同样的窄角度化。因为接收灵敏度按超声波的每个频率而不同,所以通过如上所述的处理,能够进行与每个频率的接收灵敏度相应的窄角度化。

[0050] 例如,可以是,上述规定常数 $\alpha$ 按每个频带而确定,在上述副波束生成步骤中,使用根据上述部分副波束信号的各自的频带而确定的上述规定常数 $\alpha$ ,将上述差信号、上述部分主波束信号及上述规定常数 $\alpha$ 相乘,由此生成上述部分副波束信号。

[0051] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够按从检体接收的超声波的每个频率而分离,并使用预先确定的常数对于分离出的信号分别进行与上述同样的窄角度化。

[0052] 例如,可以是,在上述副波束生成步骤中,使用在距由上述多个接收元件构成的元件列的中心等距离处存在的两个区域、即在距上述第一区域等距离处存在的两个区域作为上述两个区域,生成上述副波束信号。

[0053] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够生成在检体的检查对象区域具有灵敏度死角的信号。将该两个区域分别作为焦点并进行整相加法运算而得到的信号在与检查对象区域相当的位置具有相同的灵敏度。因此,上述信号的差信号在与检查对象区域相当的位置具有灵敏度为0的灵敏度死角。使用该方法,超声波诊断装置能够更精确地使主波束信号窄角度化。

[0054] 例如,可以是,上述接收回波信号包含在不同的三个时刻即第一时刻、第二时刻以及第三时刻分别由上述多个接收元件接收并生成的第一接收回波信号、第二接收回波信号以及第三接收回波信号,在上述主波束生成步骤中,使用上述第一接收回波信号作为上述接收回波信号来生成主波束信号,在上述副波束生成步骤中,使用上述第二接收回波信号以及上述第三接收回波信号作为上述两个波束信号来生成副波束信号。

[0055] 通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够依次生成主波束信号和副波束信号,并使用该主波束信号和副波束信号使主波束信号窄角度化。

[0056] 另外,本发明的一方式涉及的超声波诊断装置,根据由多个接收元件接收从被检体反射来的超声波信号而生成的回波信号,生成波束信号,该超声波诊断装置具备:主波束生成部,通过以所述被检体的第一区域为焦点对从上述多个接收元件获得的接收回波信号

进行整相加法运算,来生成主波束信号;副波束生成部,根据上述接收回波信号生成副波束信号,该副波束信号对于从上述第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比上述主波束信号对于从上述第一区域反射来的超声波信号的灵敏度低;以及窄波束生成部,计算基于上述主波束信号以及上述副波束信号确定的系数、即用于将上述主波束信号窄角度化的系数,并将上述系数和上述主波束信号相乘,从而生成窄波束信号,上述副波束生成部使用差信号生成上述副波束信号,该差信号是指,将与上述第一区域不同的上述被检体的两个区域并且是互不相同的两个区域分别作为焦点对上述接收回波信号进行整相加法运算而生成的两个波束信号之差。

[0057] 由此,起到与上述的波束成形方法同样的效果。

[0058] 此外,这些总的或具体的方式可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或计算机可读的CD-ROM等的记录介质来实现,也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或记录介质的任意的组合来实现。

[0059] 以下,参照附图对实施方式进行说明。

[0060] 此外,以下说明的实施方式都表示总的或具体的例子。以下的实施方式所示的数值、形状、材料、结构要素、结构要素的配置位置以及连接方式、步骤、步骤的顺序等是一例,主旨不是限定本发明。另外,关于以下的实施方式的结构要素中的、未记载于表示最上位概念的独立如权利要求中的结构要素,作为任意的结构要素来说明。

[0061] (实施方式1)

[0062] 图1表示实现本实施方式涉及的波束成形方法的超声波诊断装置1的结构的一例。

[0063] 超声波诊断装置1具备:探头部501、T/R开关部502、脉冲发生器部503、AFE部504、波束成形器部505、图像化部506、显示部507以及操作部508。

[0064] 探头部501向检体(也叫做被检体。例如,生物体)发送超声波,接收其反射波,并生成接收信号。

[0065] T/R开关部502出于电路保护等观点,电气地切换对探头部501发送的发送信号和从探头部501接收的接收信号。

[0066] 脉冲发生器部503产生促进超声波发送的电信号。

[0067] AFE部504接收由探头部501接收反射波而生成的接收信号,该反射波是指,通过由检体反射由探头部501发送出的超声波而产生的超声波。而且,AFE部504进行接收信号的放大等,并通过AD变换变换为数字信号串。AFE部504相当于所谓的模拟前端。

[0068] 波束成形器部505根据由AFE部504生成的数字信号串,通过阵列信号处理进行波束成形。所谓的波束成形,相当于对于想要可视化的区域的聚焦处理。

[0069] 图像化部506根据由波束成形器部505获得的信号生成显示图像(超声波诊断图像)。

[0070] 显示部507显示由图像化部506生成的显示图像。

[0071] 操作部508进行由上述的各功能块进行的处理的控制以及操作。另外,操作部508也可以受理用户的操作并进行上述的控制以及操作。

[0072] 本发明的特征尤其在于波束成形器部505,该波束成形器部505生成对超声波的接收信号进行运算来生成超声波诊断图像所用的波束信号。此外,关于本发明的特征部以外的结构要素,也能够使用以往的超声波诊断装置的结构要素。因此,也能够导入本发明的波

束成形器部505,来代替以往的超声波诊断装置的波束成形器部。

[0073] 此外,本发明涉及的超声波诊断装置1不限于图1所示的结构超声波诊断装置。例如,在发送元件与接收元件为不同的元件的情况下,T/R开关部502是不需要的。另外,可以是探头部501内置脉冲发生器部503的结构,也可以是探头部501内置脉冲发生器部503以及AFE部504的结构。并且,也可以是探头部501内置其他全部功能块的结构。

[0074] 以下,对本实施方式的波束成形器部505进行说明。

[0075] 在此,示出能够应用于超声波诊断装置的方法、即、使用主波束信号和在主波束信号的接收灵敏度较高的对象区域形成灵敏度死角的副波束信号来使波束信号锐角化的方法。此外,以后,将波束信号、主波束信号以及副波束信号也分别记载为波束、主波束以及副波束。

[0076] 首先,叙述减法运算型波束成形器的特征。此外,本实施方式中的副波束的合成方法可以说是将对可听区域的声响信号进行处理的送话器等波束成形器中使用的减法运算型波束成形器的缺点进行改善并应用于面向超声波诊断装置的方法。

[0077] 在对可听域的声响信号进行处理的送话器等中,有使用主波束和在主波束的最大灵敏度方向形成灵敏度死角的副波束使波束锐角化的方法。在此情况下,对副波束使用能够控制灵敏度死角方向的减法运算型波束成形器。减法运算型波束成形器是指,通过在进行了相位调整后的两元件间信号的减法运算来在任意的方向上形成灵敏度死角的方法。关于该方法,元件间信号的相位精度及灵敏度的一致精度(灵敏度偏差)敏感、以及波束成形后的有灵敏度区域的灵敏度降低成为问题是已知的。另一方面,超声波的音速在传播的介质即体内的各种组织之间不同,另外,在传播中具有非线性。为此,超声波诊断装置的元件间的信号相关变小,如果是单纯的减法运算型波束成形器,难以在对象区域形成灵敏度死角。另外,生物体传播中的信号衰减较大,所以减法运算型波束成形器中的灵敏度降低的问题的影响较大。因此,难以将对于送话器元件输出直接进行减法运算这种减法运算型波束成形器应用于超声波诊断装置。

[0078] 在本实施方式中,示出了如下结构,即,在超声波诊断装置中也保持高灵敏度,同时形成在对象区域可靠地形成灵敏度死角的副波束,并获得主波束的锐角化的效果的结构。

[0079] 图2A中示出了本实施方式的波束成形器部505的结构。

[0080] 波束成形器部505具备:第1整相加法运算部21、第2整相加法运算部22、第3整相加法运算部23、第1减法运算部30、第1乘法运算部40、第1绝对值运算部50、第1功率运算部60、第1放大率计算部100以及第2乘法运算部200。另外,波束成形器部505从接收部1000接收信号。

[0081] 接收部1000具有从检体接收超声波的多个接收元件。多个接收元件分别接收超声波,对与接收到的超声波对应的信号进行放大,以及变换为数字信号(AD(Analog-Digital)变换),从而生成接收回波信号。即,接收部1000相当于图1中的探头部501、T/R开关部502以及AFE部504。

[0082] 将接收部1000具有的多个接收元件中的一部分作为第1接收元件阵列11,将与第1接收元件阵列11不同的一部分作为第2接收元件阵列12,并且将与第1接收元件阵列11和第2接收元件阵列12都不同的一部分作为第3接收元件阵列13。

[0083] 第1整相加法运算部21对于第1接收元件阵列11的各元件的输出信号实施延迟处理,将深度 $n$ 且线 $m$ 的位置作为对象区域(焦点)进行整相加法运算。在此,深度 $n$ 表示将第1接收元件阵列11的中央作为原点、从接收部1000向检体方向(检体的深度方向)的距离。另外,线 $m$ 是将第1接收元件阵列11的中央作为原点并以接收元件的间隔为单位对沿着第1接收元件阵列11的方向(接收元件的排列方向)的距离进行表示的值。

[0084] 第2整相加法运算部22对于第2接收元件阵列12的各元件的输出信号实施延迟处理,将深度 $n$ 且线 $(m-1)$ 的位置作为对象区域进行整相加法运算。

[0085] 第3整相加法运算部23对于第3接收元件阵列13的各元件的输出信号实施延迟处理,将深度 $n$ 且线 $(m+1)$ 的位置作为对象区域进行整相加法运算。

[0086] 第1减法运算部30进行第2整相加法运算部22的输出信号与第3整相加法运算部23的输出信号的减法运算处理。

[0087] 第1乘法运算部40进行第1整相加法运算部21的输出信号、第1减法运算部30的输出信号及常数 $\alpha$ 的乘法运算处理。

[0088] 第1绝对值运算部50计算第1乘法运算部40的输出信号的绝对值。

[0089] 第1功率运算部60计算第1整相加法运算部21的输出信号的绝对值的平方。

[0090] 第1放大率计算部100将第1绝对值运算部50的输出信号和第1功率运算部60的输出信号作为输入,计算放大率 $G(m,n)$ 。

[0091] 第2乘法运算部200进行第1整相加法运算部21的输出信号 $A(m,n)$ 与第1放大率计算部100计算的放大率 $G(m,n)$ 的乘法运算处理。第2乘法运算部200的输出信号 $D(m,n)$ 成为波束成形器部505的输出。

[0092] 此外,第1整相加法运算部21对应于主波束生成部。第2整相加法运算部22、第3整相加法运算部23、第1减法运算部30及第1乘法运算部40对应于副波束生成部1001。第1绝对值运算部50、第1功率运算部60、第1放大率计算部100、第2乘法运算部200对应于窄波束生成部1002。

[0093] 对如以上那样构成的波束成形器部505的动作进行说明。

[0094] 图2B是本实施方式中的波束成形方法的流程图。

[0095] 首先,主波束生成部将检体的第一区域作为焦点对从多个接收元件获得的接收回波信号进行整相加法运算,来生成主波束信号(主波束生成步骤,步骤S21)。

[0096] 接着,副波束生成部根据接收回波信号生成副波束信号,该副波束信号对于从第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比主波束信号对于从第一区域反射来的超声波信号的灵敏度低(副波束生成步骤,步骤S22)。在此,副波束生成部使用差信号生成副波束信号,该差信号是指,通过将第一区域不同的检体的两个区域即互不相同的两个区域分别作为焦点对接收回波信号进行整相加法运算而生成的两个波束信号之差。

[0097] 接着,窄波束生成部计算基于主波束信号以及副波束信号确定的系数、即用于使主波束信号窄角度化的系数,并将系数和上述主波束信号相乘,从而生成窄波束信号(窄波束生成步骤,步骤S23)。

[0098] 以下,进一步详细地说明波束成形器部505的动作。

[0099] 此外, $n$ 表示超声波诊断装置观测的图像的纵向(观测对象的深度方向), $m$ 表示超声波诊断装置观测的图像的横向(接收元件阵列的排列方向)的线(最终地描画图像的线)。

[0100] 图3是表示实施方式1中的接收部与接收元件阵列的位置关系的图。具体而言,图3表示具有接收信号的多个接收元件的接收部1000与对于从接收部1000获得的多个数字信号串预先设定的多个元件的组合(数值孔径=64的例子)即第1接收元件阵列11、第2接收元件阵列12以及第3接收元件阵列13的关系。

[0101] 图3的(a)表示排列了第1接收元件u1至第256接收元件u256的接收部1000的例子。图3的(b)表示第2接收元件阵列12由第1接收元件u1至第64接收元件u64的接收元件的组合构成的情况。通过第2接收元件阵列12,获得线(m-1)的整相加法运算输出 $A(m-1, n)$ 。图3的(c)表示第1接收元件阵列11由第2接收元件u2至第65接收元件u65的接收元件的组合构成的情况。通过第1接收元件阵列11,获得线m的整相加法运算输出(主波束) $A(m, n)$ 。图3的(d)表示第3接收元件阵列13由第3接收元件u3至第66接收元件u66的接收元件的组合构成的情况。通过第3接收元件阵列13,获得线(m+1)的整相加法运算输出 $A(m+1, n)$ 。这样,第2接收元件阵列12和第3接收元件阵列13示出了使用了以第1接收元件阵列11为中心相对地在元件的排列方向上移位了1个元件后的元件的组的情况。另外,图3的(b)至图3的(d)的组合是获得线m的波束成形器结果的情况。通过使m一个一个增加并且重复进行发送以及接收并一条线一条线地存储数据,从而取得全部的线的数据,并生成超声波诊断图像。

[0102] 图4是表示接收元件阵列的各元件与对象区域的位置关系的例子的图。以下,一边参照该位置关系,一边对(式1)至(式5)进行说明。

[0103] 在此,波束图案(也称为波束剖面轮廓)是指某深度n下的线m处的灵敏度水平的特性。以后的波束图案的特性图基于以下的整相加法运算输出信号 $A(k, n)$ 来考虑。在以后的说明中,在记述为信号 $A(m, n)$ 的情况下,意味着从与线m对应的接收元件阵列获得的整相加法运算输出信号。另外,在记述为 $A(k, n)$ 的情况下,表示从与线m对应的接收元件阵列获得的整相加法运算输出的波束图案,因此设为将接收元件阵列中心作为原点 $[0, 0]$ 来表示与坐标 $[k, n]$ 的位置相对应的信号成分。

[0104] 图5是表示灵敏度评价区域与相对于灵敏度评价区域的接收灵敏度的关系的概念图。图5的(a)表示灵敏度评价区域。图5的(b)表示接收元件阵列。图5的(c)表示波束图案。

[0105] 在设与线k且深度n相对的坐标为 $[k, n]$ 并设第i个接收元件的坐标为 $[u_m(i), u_n(i)]$ 时,从深度n的对象区域到各接收元件的距离 $d(k, n, i)$ 如(式1)那样表示。

[0106] [数式1]

$$d(k, n, i) = \sqrt{\{(k - u_m(i))^2 + (n - u_n(i))^2\}} \quad (\text{式1})$$

[0108] 如图4所示,在将接收元件阵列的中心设定为原点 $[0, 0]$ 时,对象区域坐标为 $[0, n]$ ,第i个接收元件坐标为 $[u_m(i), u_n(i)] = [(i - 32.5) \cdot \Delta d, 0]$ 。

[0109] 在此, $\Delta d$ 为元件间隔, $\Delta d = 0.3\text{mm}$ 。

[0110] 整相加法运算是为了使从对象区域 $[0, n]$ 传播到各元件的超声波的相位一致并使传播到各元件的超声波互相增强而进行加法运算的运算。通过以使从深度n的对象区域传播来的超声波延迟与到各接

[0111] 收元件的距离 $d(k, n, i)$ 对应的的时间的量的方式进行修正,由此使超

[0112] 声波的相位一致。延迟的时间如(式2)所示。

[0113] [数式2]

$$[0114] \quad \tau(n,i) = \frac{d_0 - d(0,n,i)}{c} \quad (\text{式2})$$

[0115] 在此,  $d_0$  是基准距离。为了避免  $\tau(n,i)$  的值为负,  $d_0$  只要比到达距对象区域最远的接收元件 ( $i=1$ ) 或接收元件 ( $i=64$ ) 的距离大即可。即,  $d_0 \geq d(0,n,1)$  成立。 $c$  是音速, 设为生物体中的平均音速即 1530m/sec。

[0116] 整相加法运算输出的波束图案  $A(k,n)$  使用传播从坐标  $[k,n]$  到第  $i$  个接收元件的距离所需的时间  $d(k,n,i)/c$ 、在各个接收元件后段的延迟部处理的时间延迟  $\tau(n,i)$ 、接收元件相对于从第  $i$  个接收元件起相对于坐标  $[k,n]$  的角度  $\theta(k,n,i)$  所具有的指向性  $UD(\theta(k,n,i))$ 、相对于从坐标  $[k,n]$  到第  $i$  个接收元件的距离  $d(k,n,i)$  的信号衰减量  $ATT(d(k,n,i))$  以及接收元件的宽度  $du$ , 以 (式3) ~ (式6) 来表示。

[0117] [数式3]

$$[0118] \quad A(k,n) = \sum_{i=1}^{64} (\exp(-j2\pi f d(k,n,i)/c) \cdot \exp(-j2\pi f \tau(n,i)) \cdot UD(\theta(k,n,i)) \cdot ATT(d(k,n,i))) \quad (\text{式3})$$

[0120] [数式4]

$$[0121] \quad ATT(d(k,n,i)) = 10^{-0.05f \cdot d(k,n,i)/20} \quad (\text{式4})$$

[0122] [数式5]

$$[0123] \quad \theta(k,n,i) = \sin^{-1} \left( \frac{um(i)}{d(m,n,i)} \right) \quad (\text{式5})$$

[0124] [数式6]

$$[0125] \quad UD(\theta(k,n,i)) = \int_{-1/2}^{1/2} \exp \left( -j2\pi f \frac{du \cdot x \cdot \sin(\theta(k,n,i))}{c} \right) dx \quad (\text{式6})$$

[0126] [数式6]

[0127] 主波束生成部具备第1接收元件阵列11以及第1整相加法运算部21。认为整相加法运算输出信号即主波束信号  $A(m,n)$  的、线  $m$  且深度  $n$  的图2A所示的  $F(m,n)$  的位置是对象区域。

[0128] 接着, 对副波束生成部1001进行表示。希望副波束所要求的理想的波束图案与主波束信号  $A(m,n)$  相比较至少相对于对象区域  $F(m,n)$  具有灵敏度死角 (灵敏度十分低的状态), 并且, 在远离对象区域  $F(m,n)$  的区域 (想降低灵敏度的区域) 尽可能与主波束一致度高。

[0129] 第1减法运算部30获得作为在位置  $F(m-1,n)$  具有焦点的整相加法运算输出信号  $A(m-1,n)$  与在位置  $F(m+1,n)$  具有焦点的整相加法运算输出信号  $A(m+1,n)$  之差而获得的信号  $B(m,n)$  作为副波束。在此, 整相加法运算输出信号  $A(m-1,n)$  是通过第2接收元件阵列12和第2整相加法运算部22获得的整相加法运算信号。另外, 整相加法运算输出信号  $A(m+1,n)$  是通过第3接收元件阵列13和第3整相加法运算部23获得的整相加法运算信号。

[0130] [数式7]

$$[0131] \quad B(m, n) = A(m-1, n) - A(m+1, n) \quad (\text{式7})$$

[0132] 图6是表示使用(式1)至(式6)计算出的主波束信号 $A(m, n)$ 和上述的信号 $B(m, n)$ 的波束图案的第一例的图。在图6中,横轴是元件排列方向的位置(mm),并将主波束的中心位置设为0mm。纵轴表示波束的灵敏度值。其中,波束图案的计算的条件是深度 $n=30\text{mm}$ ,开口 $L=64$ 元件,元件间隔 $\Delta d=0.3\text{mm}$ ,频率 $f=5\text{MHz}$ 。

[0133] 信号 $B(m, n)$ 将对于相对于主波束的线 $m$ 对称的、线 $(m-1)$ 和线 $(m+1)$ 的整相加法运算结果看作新的元件进行减法运算。因为对相对于主波束的对象区域在对称位置具有焦点的两个信号进行减法运算,所以相对于主波束的焦点位置而言,两个信号水平及相位一致,形成灵敏度死角。另外,两个信号是整相加法运算输出后的信号,因此对于偏差及音速变化等的耐性高,能可靠地获得在对象区域的信号抵消效果。并且,由于是在不同的两个位置形成焦点的波束间的减法运算,因此可获得抑制在灵敏度死角以外的部分的灵敏度降低的效果。由此,能够解决将减法运算型波束成形器使用于超声波诊断装置时的鲁棒性确保和灵敏度降低的问题。

[0134] 然而,如图6,信号 $B(m, n)$ 基于在线 $(m-1)$ 和线 $(m+1)$ 这两个不同的区域具有焦点的整相加法运算结果而获得,所以在波束图案上具有最大灵敏度的位置成为与元件间距(线的间隔)相同的 $\pm 0.3\text{mm}$ 的位置。作为副波束,其最大灵敏度位置更靠近0mm是使波束的锐角化所需要的。

[0135] 因此,为了使信号 $B(m, n)$ 具有的两个最大灵敏度位置的宽度变窄,进一步增加下面的处理。

[0136] [数式8]

$$[0137] \quad C(m, n) = \alpha \cdot A(m, n) \cdot B(m, n) \quad (\text{式8})$$

[0138] 即,第1乘法运算部40通过(式8)将来自第1减法运算部30的输出信号 $B(m, n)$ 、来自第1整相加法运算部21的输出信号 $A(m, n)$ 以及常数 $\alpha$ 相乘,从而获得输出信号 $C(m, n)$ 。

[0139] 图7表示主波束信号 $A(m, n)$ 和第1乘法运算部40的输出信号 $C(m, n)$ 的波束图案。

[0140] 如图7所示,能够通过将在0mm位置具有最大灵敏度的 $A(m, n)$ 和在 $\pm 0.3\text{mm}$ 具有最大灵敏度的 $B(m, n)$ 的乘法运算,将输出信号 $C(m, n)$ 的最大灵敏度位置设定在 $A(m, n)$ 与 $B(m, n)$ 之间的位置。其结果是,最大灵敏度位置在约 $\pm 0.15\text{mm}$ ,能够使两个最大灵敏度位置的宽度变窄。并且,通过用常数 $\alpha$ (在图7中 $\alpha=0.4$ )来调整灵敏度水平,从而可获得相对于主波束信号 $A(m, n)$ 的波束图案一致度较高的副波束 $C(m, n)$ 的波束图案。

[0141] 第1绝对值运算部50计算第1乘法运算部40的输出信号 $C(m, n)$ 的绝对值。另外,第1功率运算部60计算并输出第1整相加法运算部21的输出信号 $A(m, n)$ 的平方。信号 $C(m, n)$ 通过信号 $A(m, n)$ 和信号 $B(m, n)$ 的乘法运算而获得,所以信号 $C(m, n)$ 的量纲是功率。为此,第1绝对值运算部50计算信号 $C(m, n)$ 的绝对值,并且第1功率运算部60计算信号 $A(m, n)$ 的功率,从而使两者的量纲一致。

[0142] 第1放大率计算部100将第1绝对值运算部50的输出信号和第1功率运算部60的输出信号作为输入,计算放大率 $G$ 。在此,示出按照如一般已知的光谱减法运算法或维纳滤波器法等那样、使用主信号与参照信号(副信号)的功率光谱抑制混入到主信号中的杂音成分(不需要成分)的方法来计算放大率的例子。另外,对宽带信号进行处理的可听域的声响信号的光谱减法运算法等一般按每个频率成分求出功率光谱并进行减法运算,但在超声波诊

断装置的情况下,处理的信号是相对地的窄带,因此在此置换为单一频带的处理。

[0143] 第1放大率计算部100例如能够通过以下的式子获得使用信号功率抑制杂音成分的放大率 $G(m,n)$ 作为乘数。

[0144] [数式9]

$$[0145] \quad G(m,n) = \frac{|A(m,n)|^2 - \alpha \cdot |C(m,n)|}{|A(m,n)|^2} \quad (\text{式9})$$

[0146] 其中, $G(m,n) < \beta$ 时,设为 $G(m,n) = \beta$ 。 $\beta$ 是衰减量限制用的常数, $0 \leq \beta < 1$ 。

[0147] (式9)的分子是从主波束信号 $A(m,n)$ 减去副波束信号 $C(m,n)$ 后的功率。即,通过功率减法运算从图7的实线( $A(m,n)$ )减去虚线( $C(m,n)$ ),能够使 $\pm 0.15\text{mm}$ 外侧的灵敏度降低。其结果是,第1放大率计算部100获得窄角度化后的目的信号功率。

[0148] 另外,(式9)的右边是分母为输入信号功率并且分子为目的信号功率的维纳滤波器法的抑制增益的计算方法,所以放大率 $G(m,n)$ 为用于从主波束信号 $A(m,n)$ 除去副波束信号 $C(m,n)$ 成分的衰减量。第2乘法运算部200将主波束信号 $A(m,n)$ 和放大率 $G(m,n)$ 相乘,并输出波束成形器部505的输出信号 $D(m,n)$ 。

[0149] [数式10]

$$[0150] \quad D(m,n) = A(m,n) \cdot G(m,n) \quad (\text{式10})$$

[0151] 图8表示来自第1整相加法运算部的主波束信号 $A(m,n)$ 和将主波束信号锐角化后的波束信号 $D(m,n)$ 的图。

[0152] 这样,能够实现比通过以往的整相加法运算法获得的主波束信号窄波束化(窄角度化)的波束信号。其结果是,在使用通过本实施方式的波束成形方法波束成形后的信号生成图像时,能够提高分辨率以及画质。

[0153] 此外,在实施方式1中,对超声波诊断装置1输出线 $m$ 的波束成形器输出信号 $D(m,n)$ 的情况进行了说明。在此,对于对线 $m$ 的发送信号,第1整相加法运算部21、第2整相加法运算部22以及第3整相加法运算部23可以同时并列动作,也可以以分时的方式使一个整相加法运算部动作(即,可以使整相加法运算部共用化)。具体而言,也可以在将接收时刻 $t_2$ 的对于线 $m$ 的发送信号的线 $m$ 的整相加法运算部输出作为第1整相加法运算部21的输出信号、将收发时刻 $t_1$ 的对于线 $(m-1)$ 的发送信号的线 $(m-1)$ 的整相加法运算部输出作为第2整相加法运算部22的输出信号、并将收发时刻 $t_3$ 的对于线 $(m+1)$ 的发送信号的线 $(m+1)$ 的整相加法运算部输出作为第3整相加法运算部23的输出信号之后,进行整相加法运算部后段的处理。

[0154] 此外,通过用于生成主波束的第1整相加法运算部21设定的对象区域 $F(m,n)$ 与用于生成副波束的第2整相加法运算部22和第3整相加法运算部23这两个波束焦点位置 $F(m-1,n)$ 、 $F(m+1,n)$ 的关系,可以是在对分别来自第2整相加法运算部22和第3整相加法运算部23的信号进行减法运算时在对象区域 $F(m,n)$ 中信号抵消这种(形成灵敏度死角这种)位置关系。即,用于生成副波束的第2整相加法运算部22和第3整相加法运算部23的两个波束焦点位置 $F(m-\Delta,n)$ 以及 $F(m+\Delta,n)$ 可以是相对于将主波束的对象区域 $F(m,n)$ 和接收元件阵列中心相连的线为线对称的关系。换言之,第2整相加法运算部22和第3整相加法运算部23的两个波束焦点位置 $F(m-\Delta,n)$ 以及 $F(m+\Delta,n)$ 可以距主波束的对象区域 $F(m,n)$ 和接

收元件阵列中心为等距离。图9以及图10中示出了 $\Delta$ 为2吋的例子。

[0155] 图9是表示本实施方式的波束成形方法的第二例的图。第2接收元件阵列12A为相对于第1接收元件阵列11移位了两个元件量后的元件组。另外,第3接收元件阵列13A为相对于第1接收元件阵列11向与第2接收元件阵列12A相反方向移位了两个元件量后的元件组。

[0156] 在副波束生成部1001A中,第2整相加法运算部22对来自第2接收元件阵列12A的信号进行整相加法运算。另外,第3整相加法运算部23对来自第3接收元件阵列13A的信号进行整相加法运算。

[0157] 图10是表示本实施方式的信号 $A(m,n) \sim D(m,n)$ 的波束图案的第二例的图。图10所示的波束图案与图6所示的波束图案相比,仅进行了移位的元件数的量变得宽幅。在这种情况下,超声波诊断装置1也能够通过与上述同样地使主波束信号 $A(m,n)$ 窄角度化来获得信号 $D(m,n)$ 。

[0158] 另外,关于副波束,即使用于生成副波束的两个整相加法运算的波束焦点位置如 $F(m-1,n+\Delta)$ 以及 $F(m+1,n+\Delta)$ 、或 $F(m-1,n-\Delta)$ 以及 $F(m+1,n-\Delta)$ 那样、深度方向 $n$ 略微不同,只要保证上述的线对称性,就能够获得对象区域 $F(m,n)$ 具有灵敏度死角从而波束锐角化的效果。其中, $\Delta$ 是比主波束的主波瓣波束宽度小的值。

[0159] 如以上所述,通过本实施方式涉及的波束成形方法,超声波诊断装置能够使接收到的波束信号的灵敏度特性窄角度化。具体而言,通过本波束成形方法,使用从与检查对象区域不同的检体的区域获得的两个副波束信号,从检体的检查对象区域获得的主波束信号得以窄角度化。在此,两个副波束信号中分别包含从检查对象区域获得的信号,所以超声波诊断装置能够使用上述的信号的差信号来生成在主波束信号的检查对象区域具有灵敏度死角的信号。而且,通过对该信号和主波束信号进行运算,主波束信号得以窄角度化。因此,通过本波束成形方法,超声波诊断装置能够使取得的超声波诊断图像高分辨率化。

[0160] 另外,通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够使从副波束信号生成的信号的灵敏度死角窄角度化。通过对灵敏度死角被窄角度化后的信号和主波束信号进行运算,主波束信号进一步被窄角度化。因此,通过本波束成形方法,超声波诊断装置能够进一步使取得的超声波诊断图像高分辨率化。

[0161] 另外,通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够调整从副波束信号生成的信号的灵敏度死角的窄角度化的程度。因此,通过本波束成形方法,超声波诊断装置能够调整将取得的超声波诊断图像高分辨率化的程度。

[0162] 另外,通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够生成在检体的检查对象区域具有灵敏度死角的信号。将该两个区域分别作为焦点并进行整相加法运算而得到的信号在与检查对象区域相当的位置具有相同的灵敏度。因此,上述信号的差信号在与检查对象区域相当的位置具有灵敏度为0的灵敏度死角。使用该方法,超声波诊断装置能够更精确地使主波束信号窄角度化。

[0163] 另外,通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够依次生成主波束信号和副波束信号,并使用该主波束信号和副波束信号使主波束信号窄角度化。

[0164] (实施方式2)

[0165] 图11是本实施方式的波束成形器部505A的框图。

[0166] 在图11中,对于与图2A的波束成形器部505相同的结构要素使用相同的符号,并省

略说明。

[0167] 在图11所示的本实施方式的波束成形器部505B中,与实施方式1的波束成形器部505不同之处在于,具有新设置了与深度 $n$ 相应的常数表45来代替作为第1乘法运算部40的输入之一的常数 $\alpha$ 的副波束生成部1001B。

[0168] 对如以上所述构成的波束成形器部505B的动作进行说明。

[0169] 图12是焦点的深度 $n$ 不同的两个情况下的波束图案的一例。图12的(a)是在与图6至图8同样的条件下深度 $n=30\text{mm}$ 时的信号 $A(m,n) \sim$ 信号 $D(m,n)$ 的一例。图12的(b)是,在设为深度 $n=10\text{mm}$ 时的波束图案,相对于从第1整相加法运算部21输出的主波束信号 $A(m,n)$ ,从第1减法运算部30输出的信号 $B(m,n)$ 没有在灵敏度高的部分大致重合的部分,并且通过第1乘法运算部40的计算所获得的信号 $C(m,n)$ 变小。换言之,示出了如下情况,即,对于深度 $n=10\text{mm}$ 左右的范围,仅仅通过整相加法运算,获得能够与邻接线充分分离的波束的锐度,即使在这以上进一步锐角化也不太有意义的状态。这样,波束图案根据深度 $n$ (距接收元件阵列的距离)而不同。即,相应于深度 $n$ ,常数 $\alpha$ 的最优值不同。因此,波束成形器部505B具有新的与深度 $n$ 相应的常数表45。

[0170] 一般而言,超声波诊断装置的接收时的焦点位置如下所述来进行,即,通过被称作动态聚焦的功能,通过与深度 $n$ 相应的延迟控制,使焦点位置移动,同时进行整相加法运算。如图10,波束图案相应于对象区域的深度 $n$ 而变化,所以希望常数 $\alpha$ 是与深度相应的最优值。另外,有时也并用被称作动态开口控制的与对象区域的深度 $n$ 相应的开口长控制(越浅则为越短的开口)等,即使通过并用动态开口控制,波束图案也受到影响。因此,相应于这些条件,预先准备与深度 $n$ 相适合的常数表 $\alpha(n)$ ,并控制副波束的影响的程度,从而能够以更高的精度使波束锐角化。

[0171] 此外,与常数 $\alpha$ 有关的常数表45也可以设为能够经由用户界面来对水平调整进行设定,以便由用户任意提供。例如,通过图1的操作部508提供常数表45的内容,从而能够一边观察显示部507的状态,一边进行常数 $\alpha$ 的调整。

[0172] 此外,上述示出了副波束生成部1001B具有 $\alpha$ 的常数表的例子,但如果是与上述同样地能够确定 $\alpha$ 的方法,也可以不具有常数表。

[0173] 如以上所述,通过本实施方式涉及的波束成形方法,超声波诊断装置能够根据检体的检查对象区域距检体的体表的深度来调整灵敏度死角的窄角度化的程度。

[0174] 另外,通过该波束成形方法,超声波诊断装置能够基于用户的操作来调整灵敏度死角的窄角度化的程度。超声波的传播特性因各种原因而变化,所以用户对预先确定的常数进行微调,由此,超声波诊断装置能够更恰当地调整灵敏度死角的窄角度化的程度。

[0175] (实施方式3)

[0176] 图13是本实施方式的波束成形器部505C的框图。在图13中,对与图11的波束成形器部505B相同的结构要素使用相同的符号,并省略说明。

[0177] 在图13所示的本实施方式的波束成形器部505C中,与实施方式2的波束成形器部505B不同之处有两点。第一点是,在第1整相加法运算部21、第2整相加法运算部22以及第3整相加法运算部23各自的后段,新设有第1频率分离部71、第2频率分离部72以及第3频率分离部73这一点。第二点是,在频率分离部(第1频率分离部71、第2频率分离部72以及第3频率分离部73)后段,新设有按分离出的每个频率进行与图11的波束成形器部505B同样的处理,

并对各频带之分的处理结果 $DL(m,n)$ 和 $DH(m,n)$ 进行加法运算的第1加法运算部300这一点。波束成形器部505C具有具有上述两点的副波束生成部1001C以及窄波束生成部1002C。

[0178] 在成为按频率之分的处理的部分,图11和图13如以下这样相对应。即,第1减法运算部30对应于第1低通减法运算部31和第1高通减法运算部32。第1乘法运算部40对应于第1低通乘法运算部41和第1高通乘法运算部42。常数表45对应于低通常数表46和高通常数表47。第1绝对值运算部50对应于第1低通绝对值运算部51和第1高通绝对值运算部52。第1功率运算部60对应于第1低通功率运算部61和第1高通功率运算部62。第1放大率计算部100对应于第1低通放大率计算部101和第1高通放大率计算部102。第2乘法运算部200对应于第2低通乘法运算部201和第2高通乘法运算部202。

[0179] 对于如以上所述构成的波束成形器部的动作进行说明。

[0180] 图14表示作为对象的频率 $f$ 不同时的波束图案。

[0181] 图14的(a)是在与图6至图8同样的条件下,频率 $f$ 为5MHz。图14的(b)表示仅频率 $f$ 变为10MHz时的波束图案,示出了如下情况,即波束图案根据频率而变化,在频率变高时波束变尖。在超声波诊断装置中,收发发送频率为几MHz至10MHz左右的单一频率,但实际上,发送波形是脉冲,所以也包含高的频率成分,或有意地产生谐波,而且,在超声波的特性即传播中产生谐波变形成分等,作为接收波束,不是进行单一频率的处理而是进行与宽带信号对应的处理可获得更高的性能。如图14中存在那样,波束图案根据频率而不同,所以通过新设置的第1频率分离部71、第2频率分离部72及第3频率分离部73,将频率分割为多个频带,对于各个频带进行与第1实施方式、第2实施方式对应的处理,并通过第1加法运算部300对各频带的输出信号进行加法运算,从而能够进行与宽带信号对应的处理。

[0182] 此外,在本实施方式中,设频带分割数为两个频带,但在与处理量的相反关系之中,希望选择最优的分割数。即,也可以分割为三个频带以上。另外,频率分离部的结构可以是如滤波器组的处理,也可以使用FFT(Fast Fourier Transform:快速傅里叶变换)等的频率分析中使用的手段。

[0183] 如以上所述,通过本实施方式涉及的波束成形方法,超声波诊断装置能够按从检体接收的超声波的每个频率而分离,并对于分离出的信号进行与上述同样的窄角度化。因为接收灵敏度按超声波的每个频率而不同,所以通过如上所述,能够进行与每个频率的接收灵敏度相应的窄角度化。

[0184] 另外,通过该波束成形方法,超声波诊断装置按从检体接收的超声波的每个频率而分离,并使用预先确定的常数对于分离出的信号分别进行与上述同样的窄角度化。

[0185] 产业上的可利用性

[0186] 本发明涉及的超声波诊断装置中的接收方法,根据多个整相加法运算输出出来生成主波束和副波束,并获得适于使主波束窄角度化的副波束图案。通过主波束的窄角度化,由此作为以往的超声波诊断装置的性能提高尤其是画质提高是有用的。另外,本发明不仅能够应用于超声波,也能够应用于使用了多个阵列元件的传感器等的用途中。

[0187] 符号说明

[0188] 11第1接收元件阵列

[0189] 12,12A第2接收元件阵列

[0190] 13,13A第3接收元件阵列

- [0191] 21第1整相加法运算部
- [0192] 22第2整相加法运算部
- [0193] 23第3整相加法运算部
- [0194] 30第1减法运算部
- [0195] 31第1低通减法运算部
- [0196] 32第1高通减法运算部
- [0197] 40第1乘法运算部
- [0198] 41第1低通乘法运算部
- [0199] 42第1高通乘法运算部
- [0200] 45常数表
- [0201] 46低通常数表
- [0202] 47高通常数表
- [0203] 50第1绝对值运算部
- [0204] 51第1低通绝对值运算部
- [0205] 52第1高通绝对值运算部
- [0206] 60第1功率运算部
- [0207] 61第1低通功率运算部
- [0208] 62第1高通功率运算部
- [0209] 71第1频率分离部
- [0210] 72第2频率分离部
- [0211] 73第3频率分离部
- [0212] 100第1放大率计算部
- [0213] 101第1低通放大率计算部
- [0214] 102第1高通放大率计算部
- [0215] 200第2乘法运算部
- [0216] 201第2低通乘法运算部
- [0217] 202第2高通乘法运算部
- [0218] 300第1加法运算部
- [0219] 501探头部
- [0220] 502T/R开关部
- [0221] 503脉冲发生器部
- [0222] 504AFE部
- [0223] 505,505A,505B,505C波束成形器部
- [0224] 506图像化部
- [0225] 507显示部
- [0226] 508操作部
- [0227] 1000接收部
- [0228] 1001,1001A,1001B,1001C副波束生成部
- [0229] 1002,1002C窄波束生成部

- [0230] 2101接收元件
- [0231] 2102延迟部
- [0232] 2103加法运算部

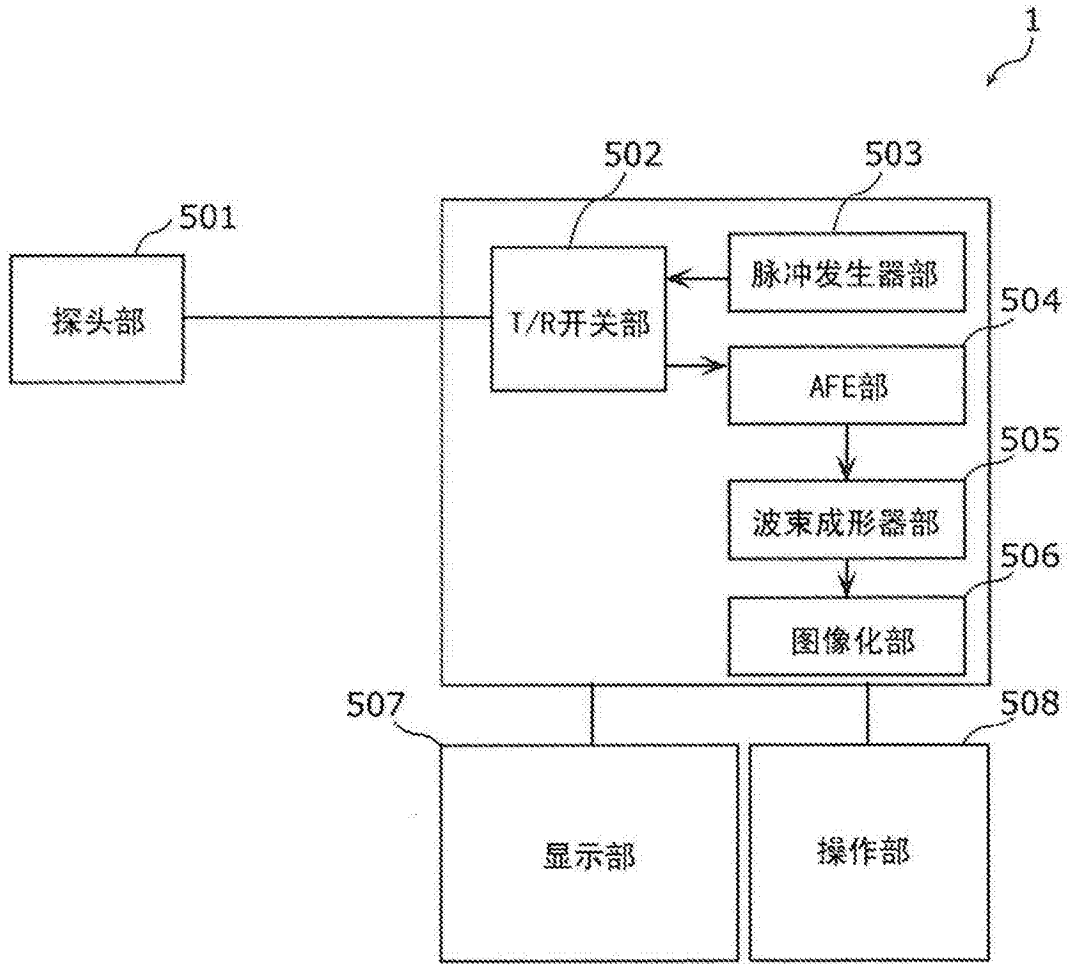


图1



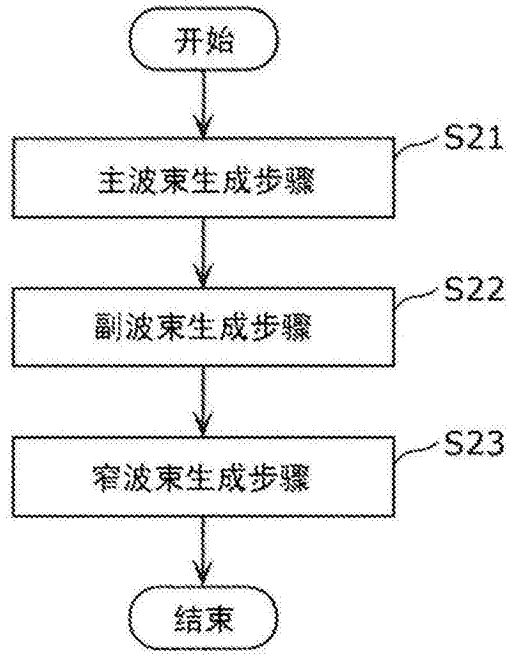


图2B

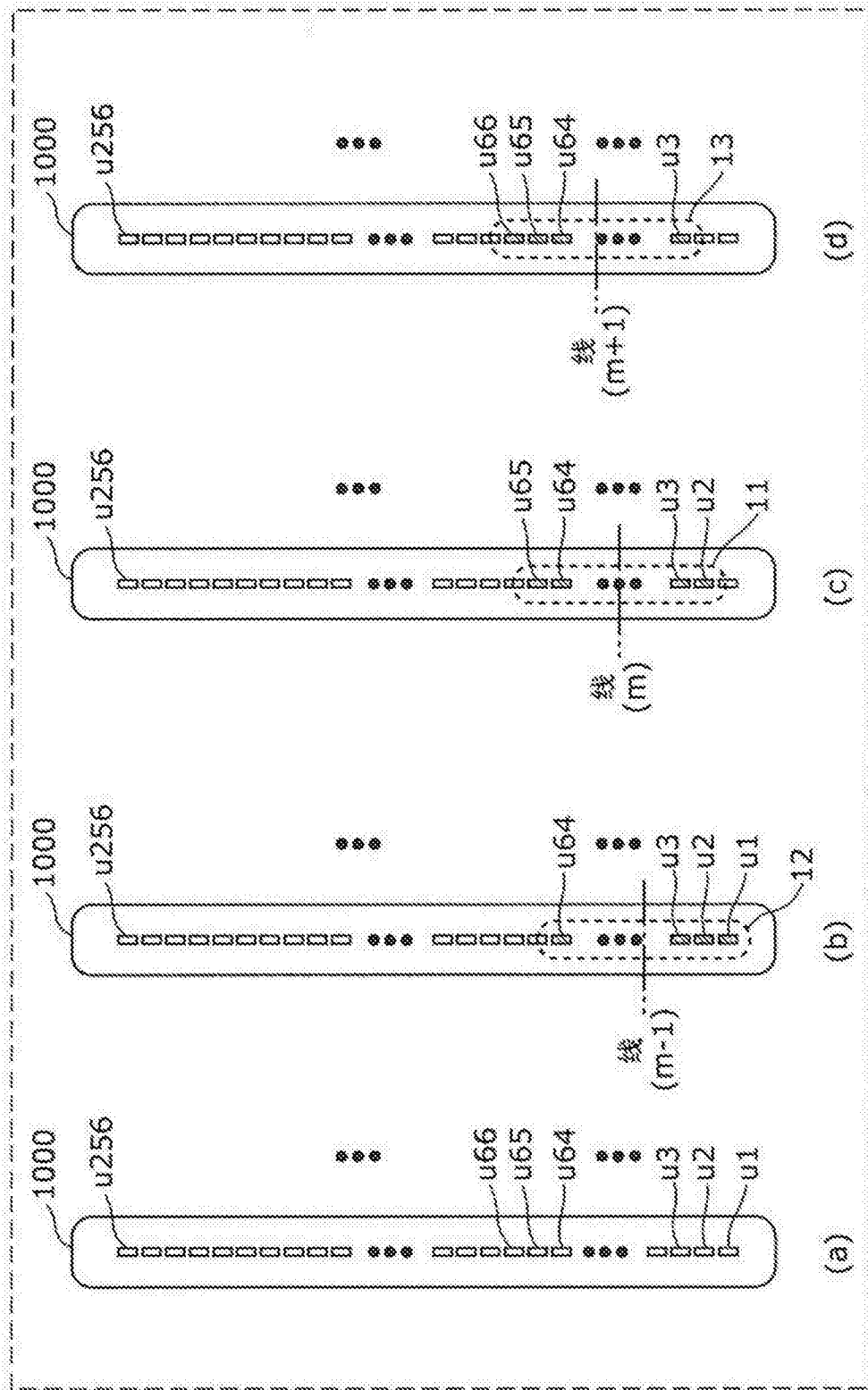


图3

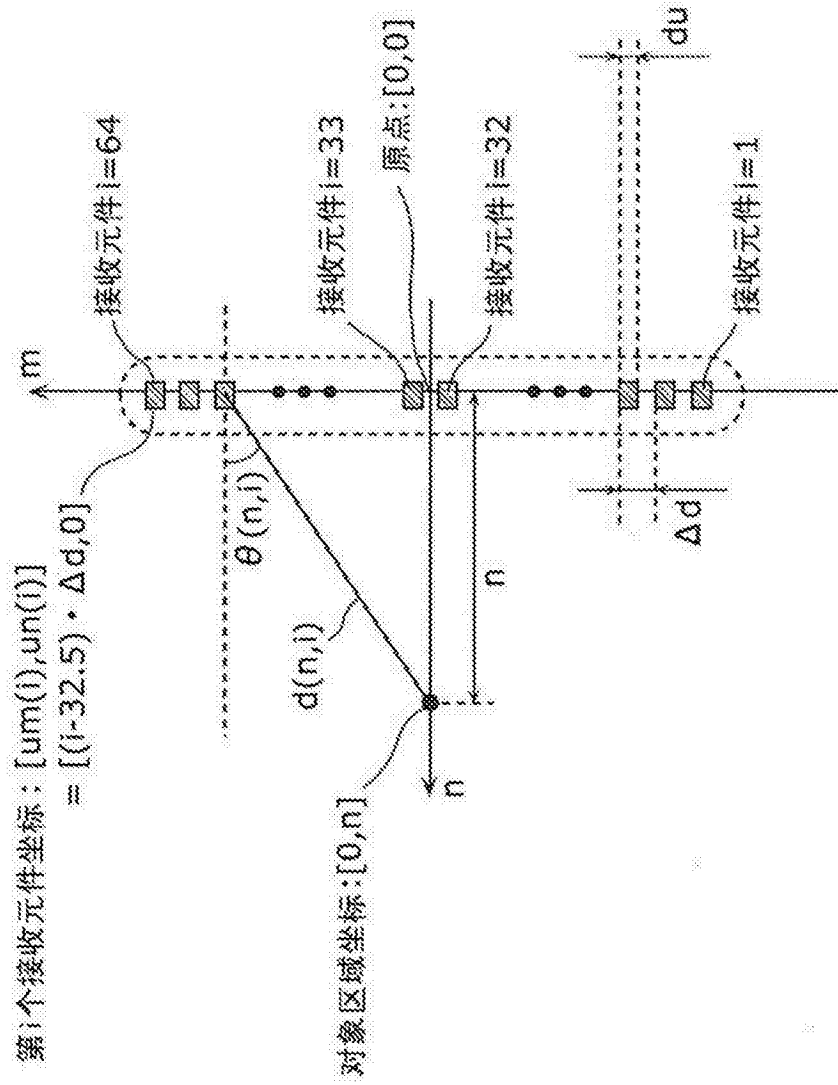


图4

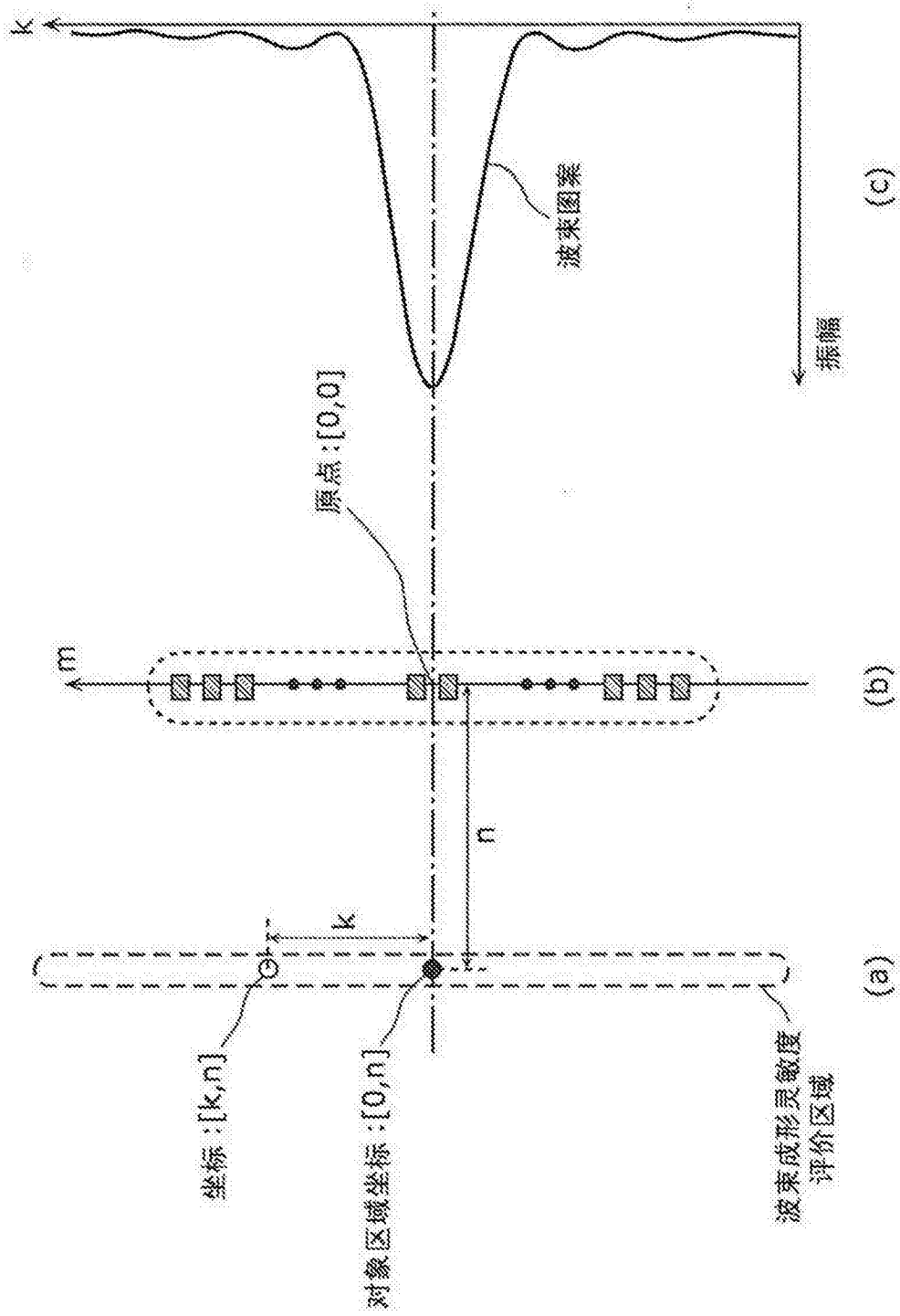
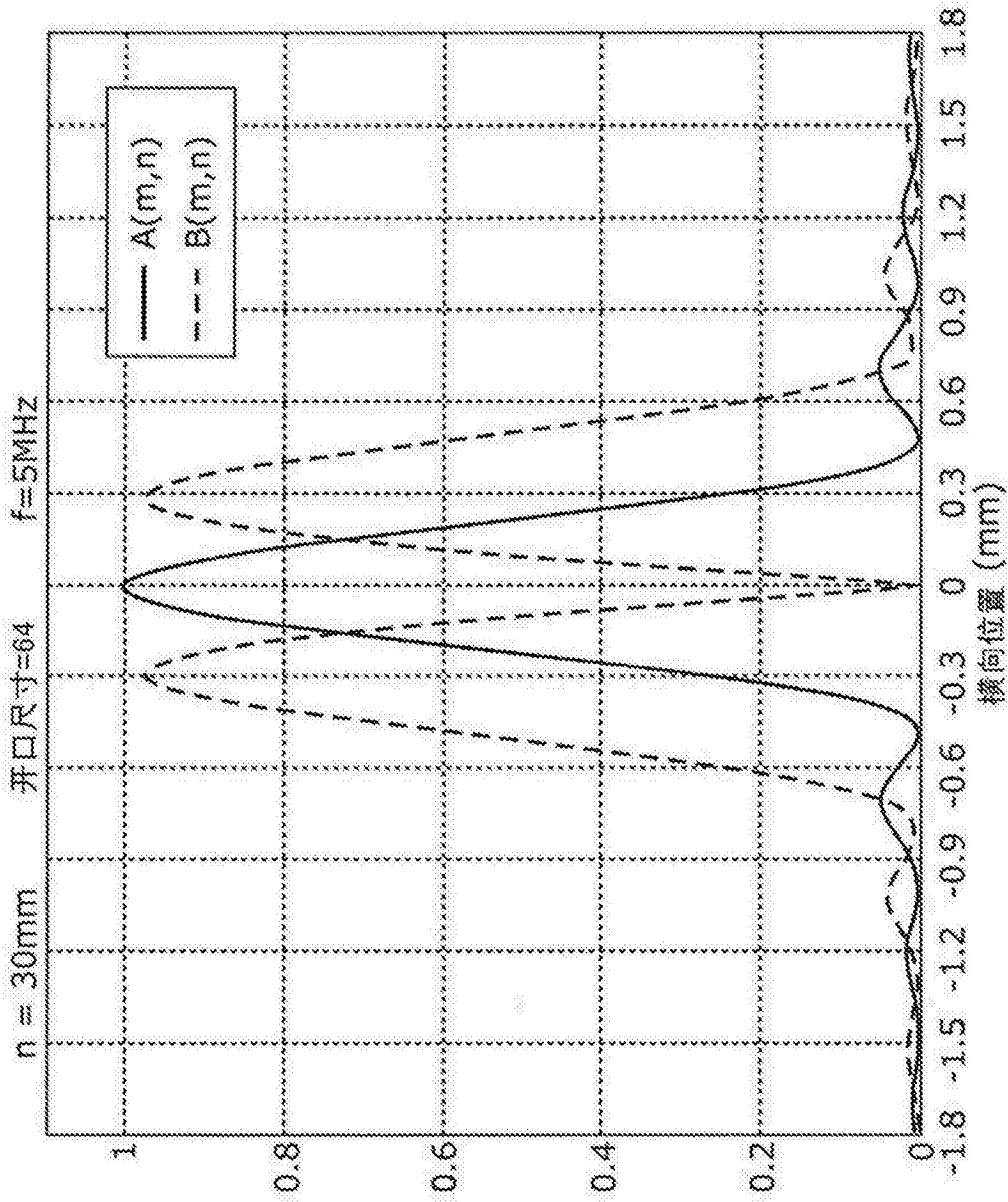


图5



灵敏度

图6

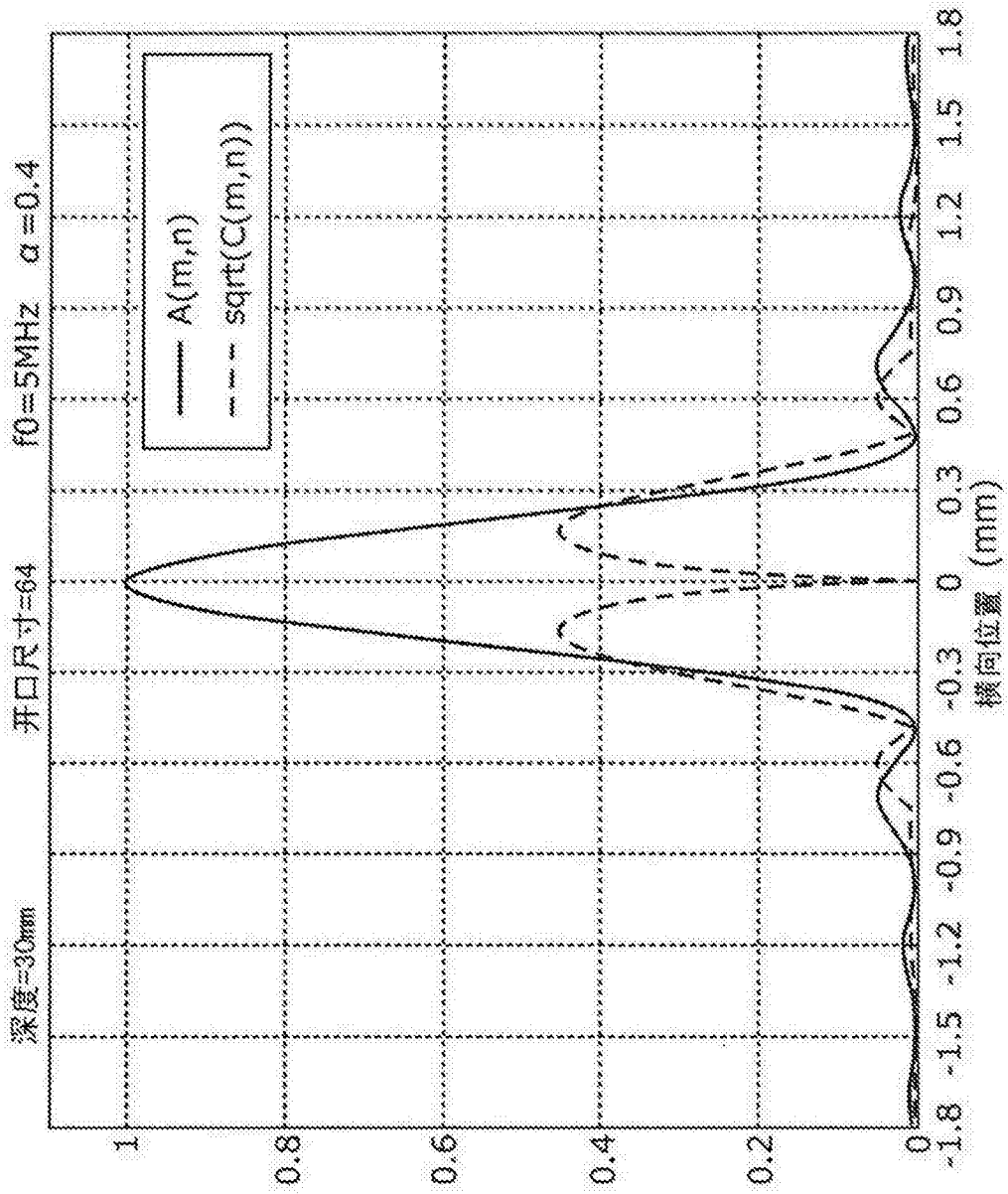


图7

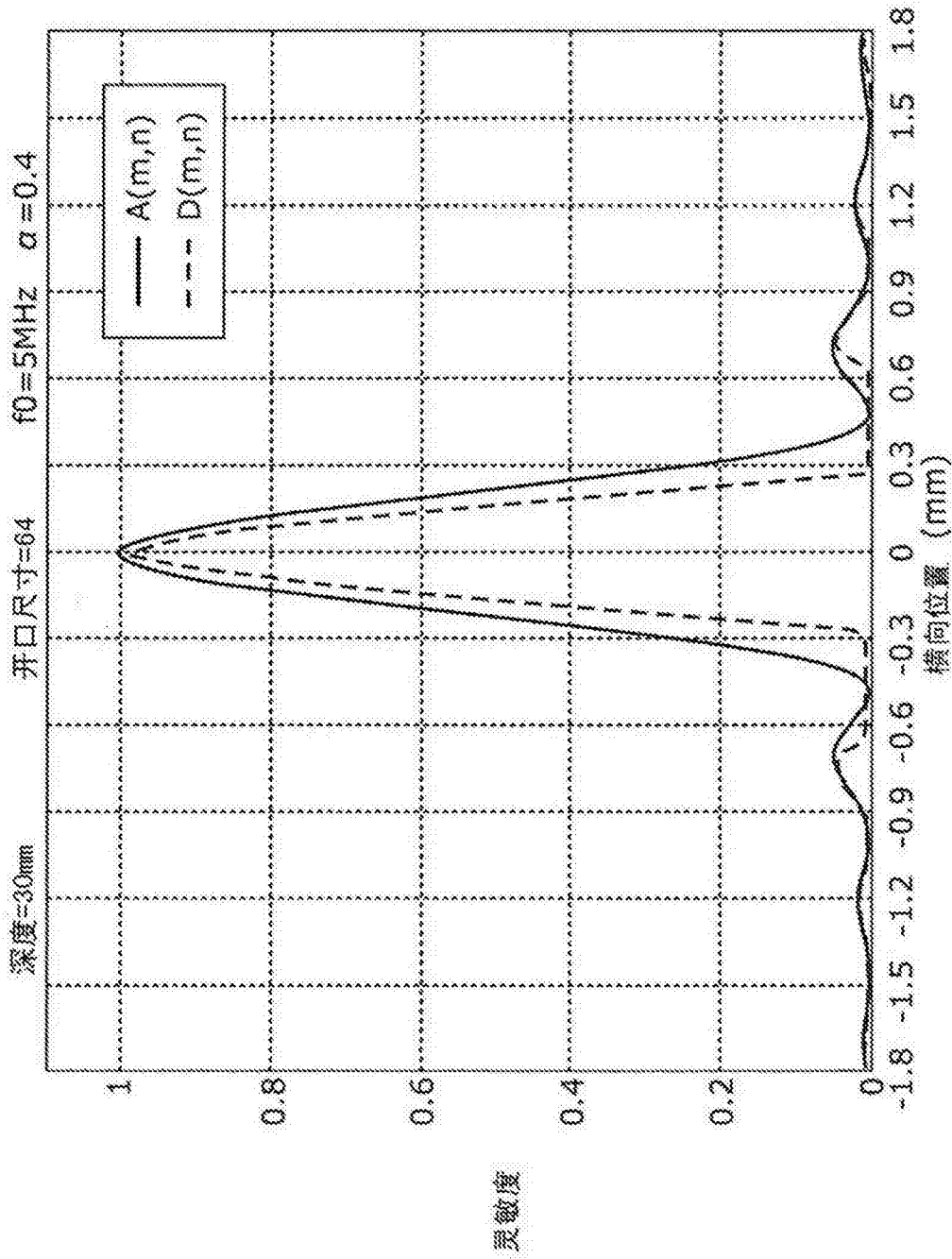


图8

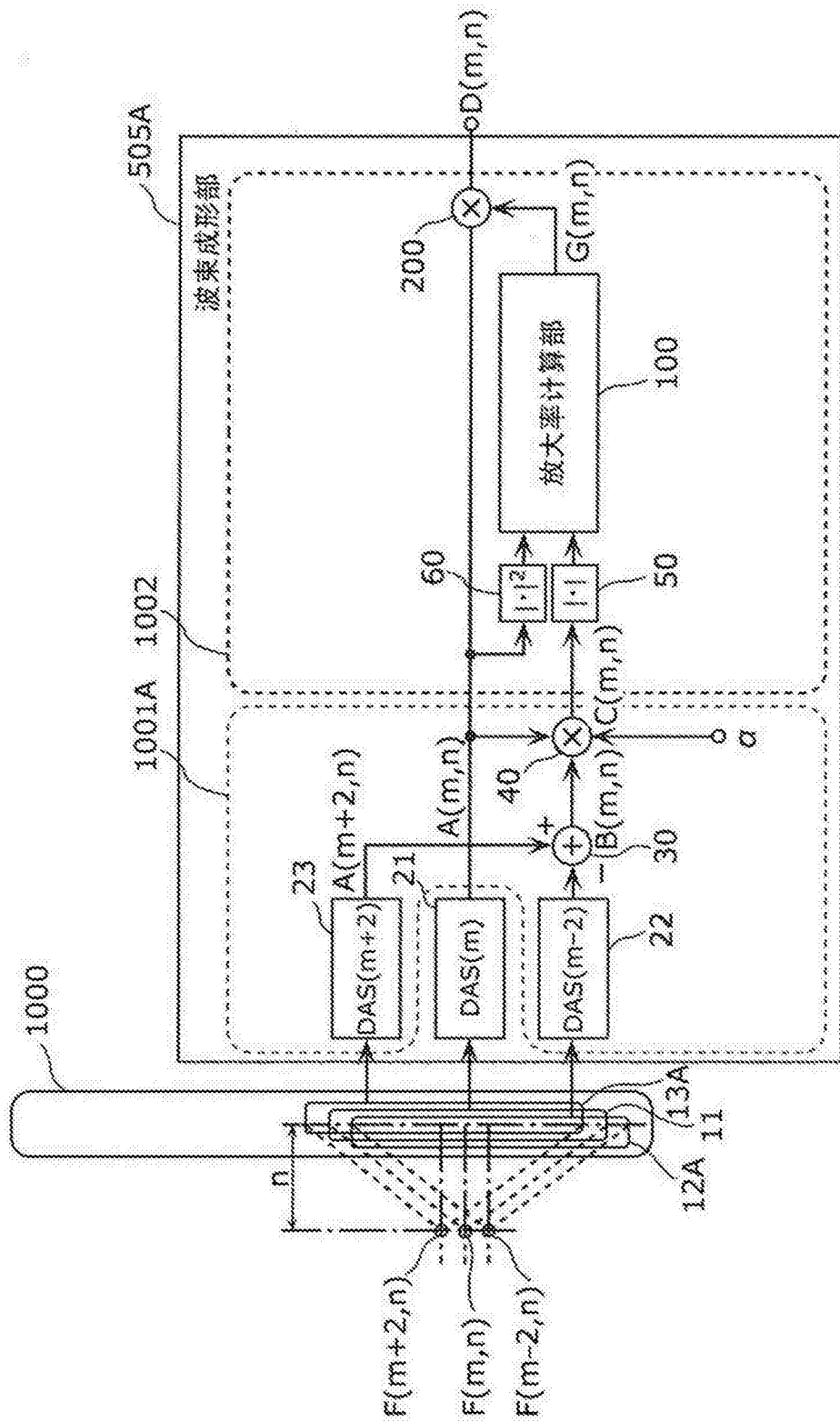


图9

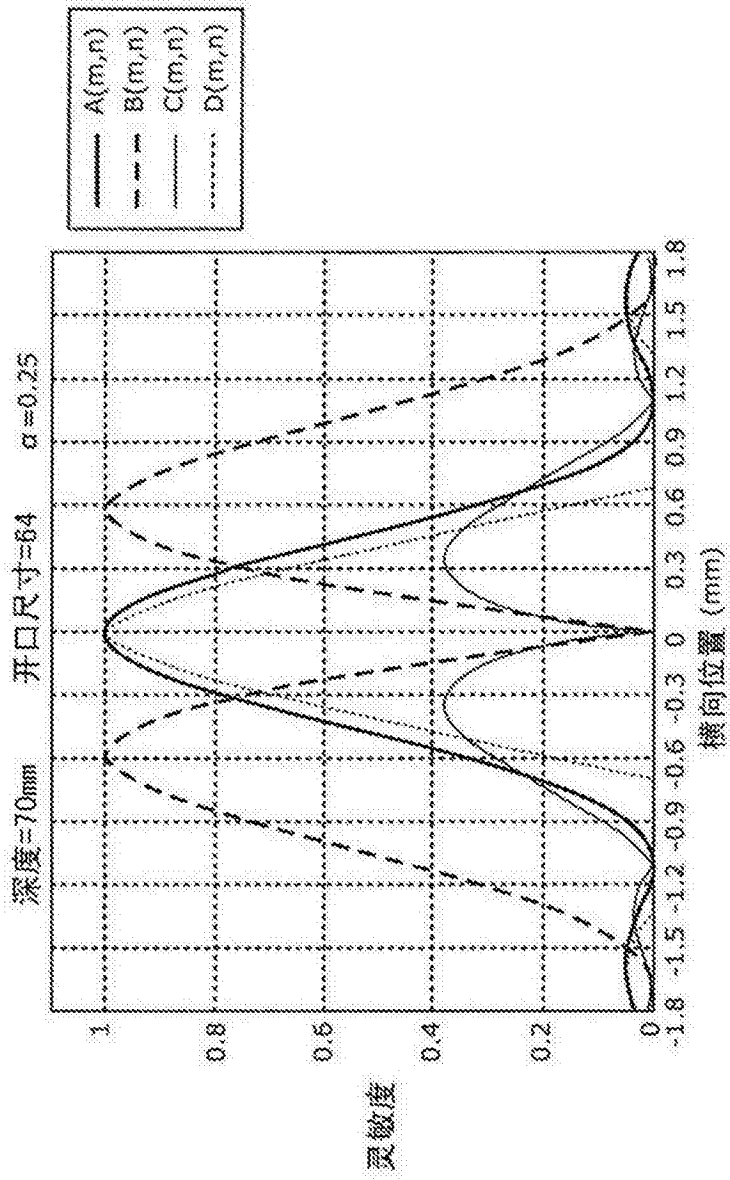


图10

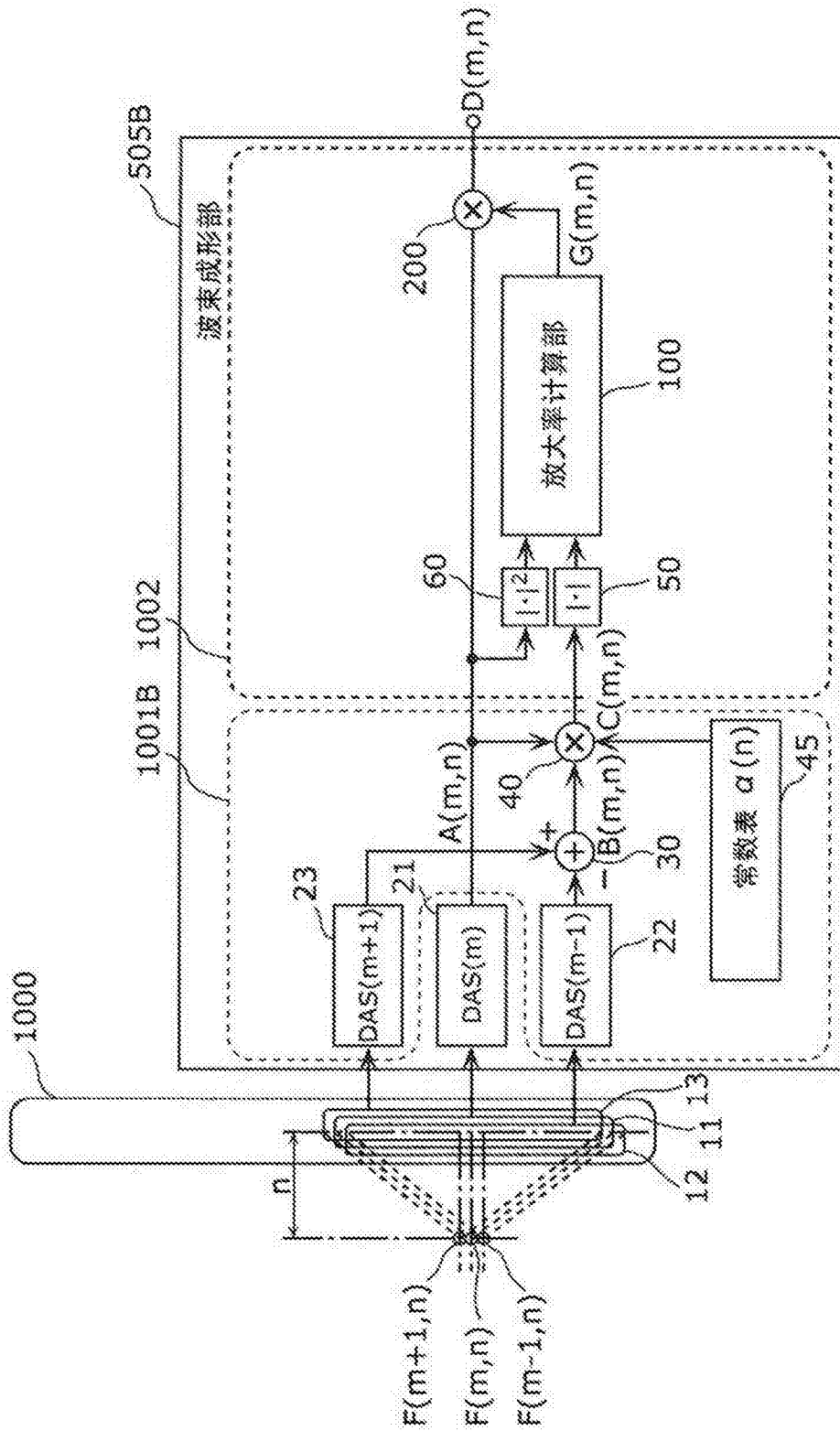


图11

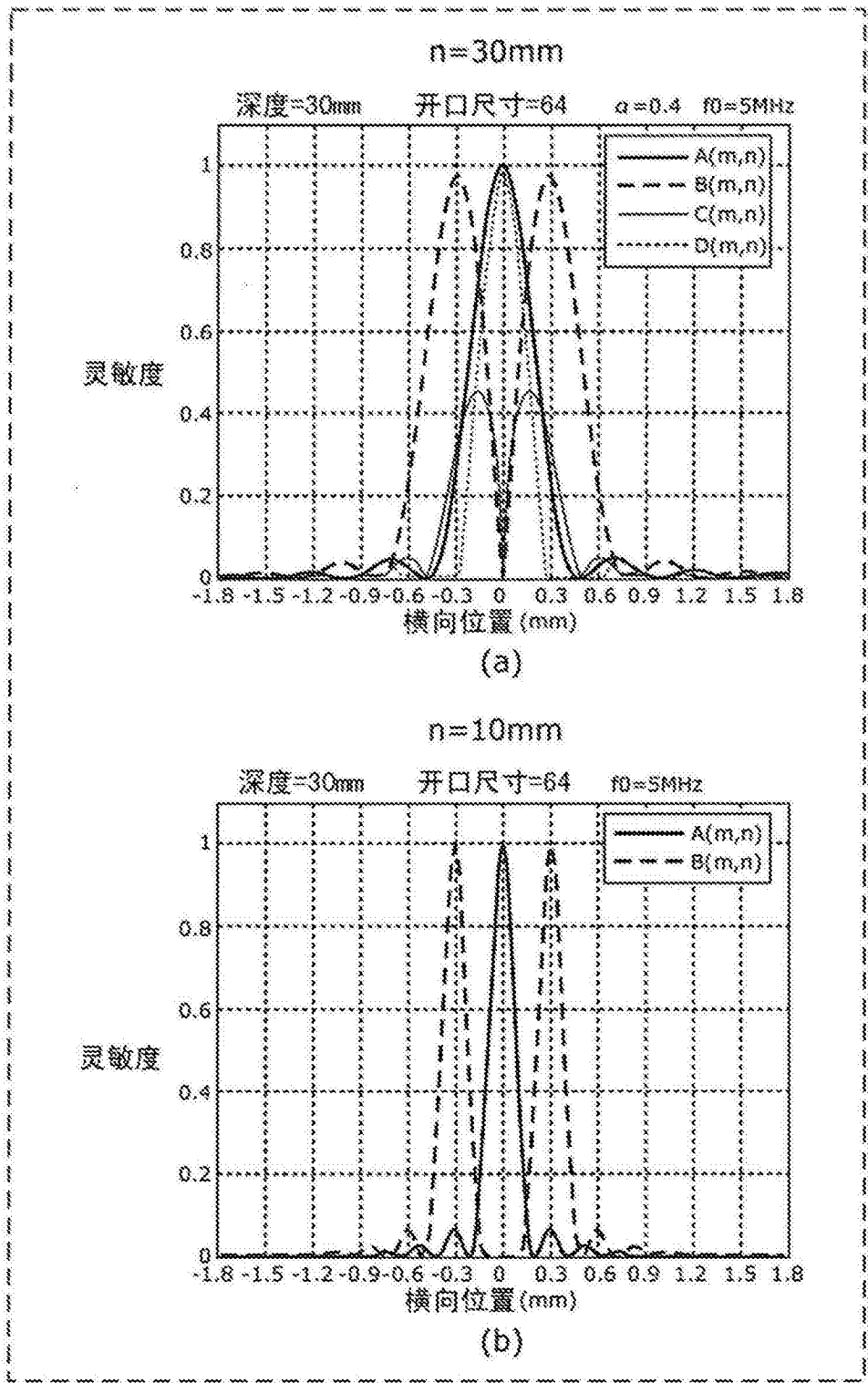


图12

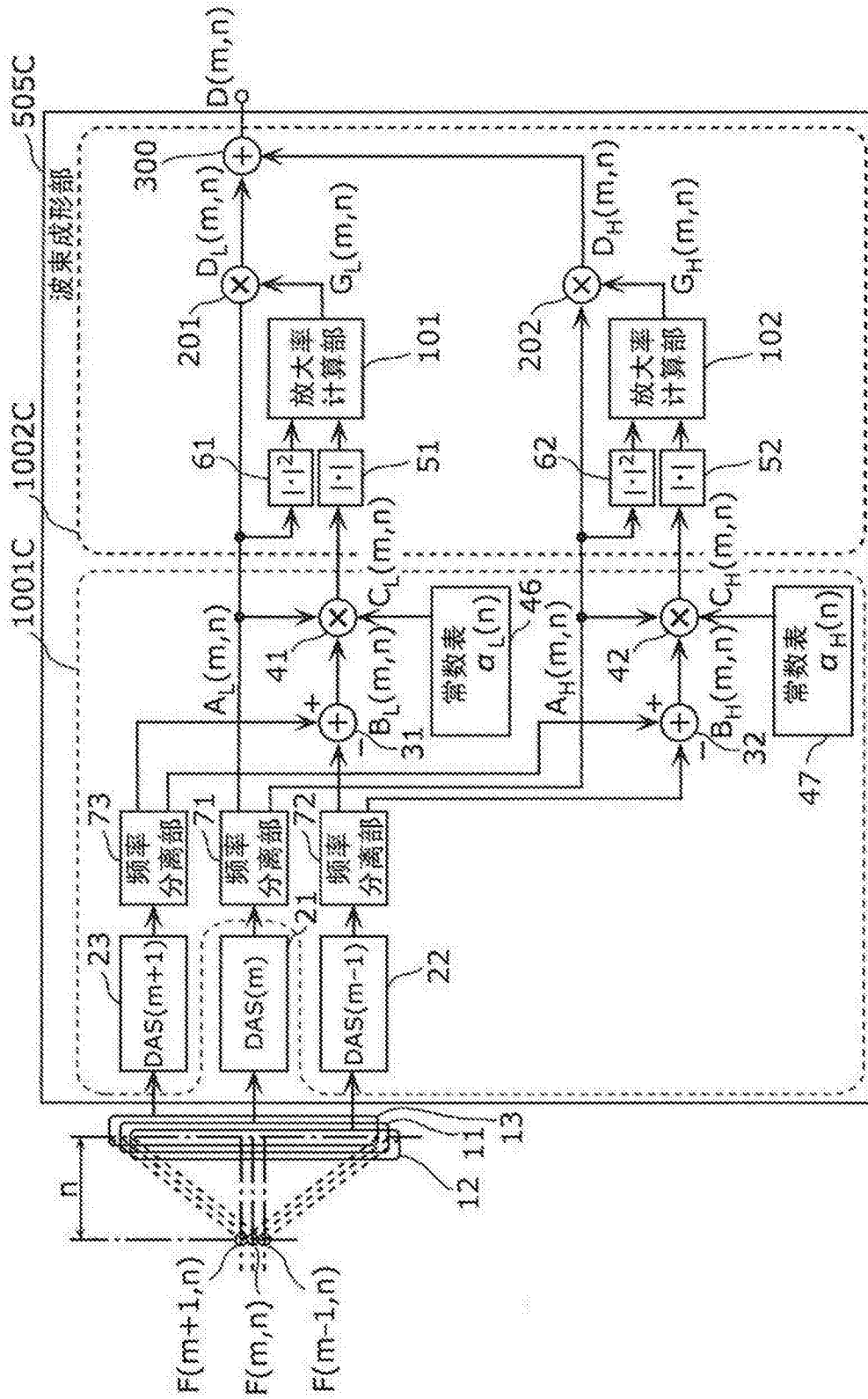


图13

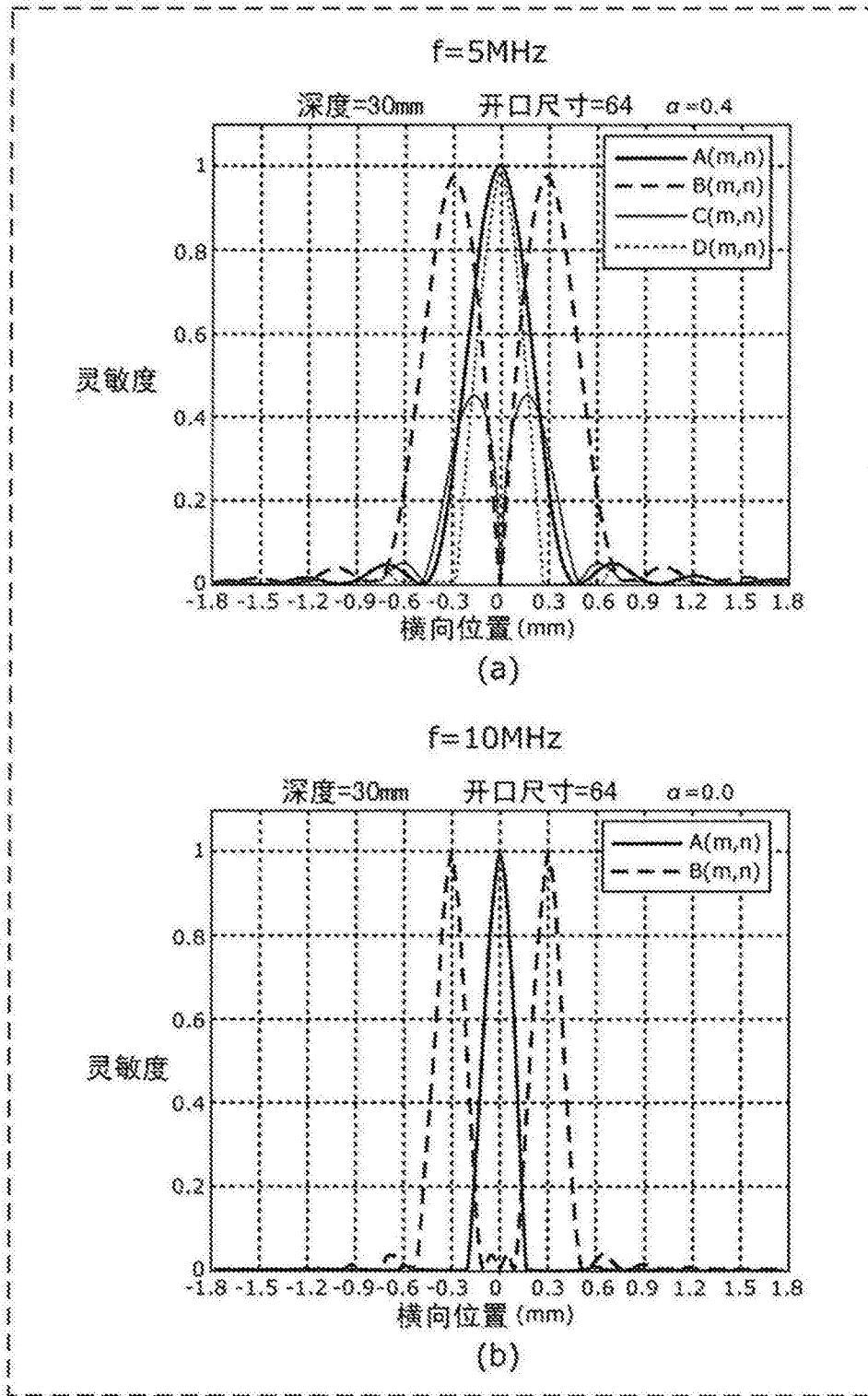


图14

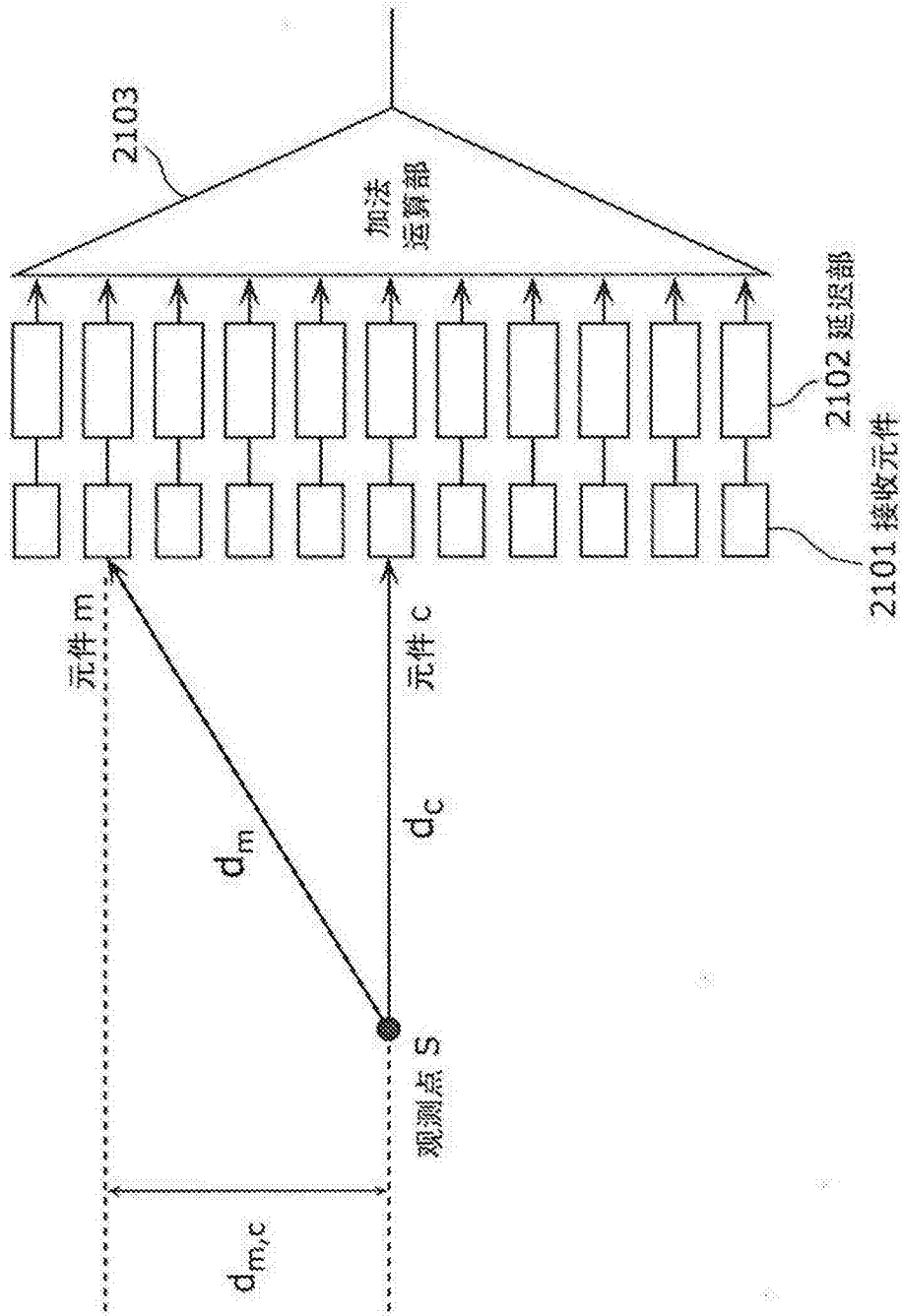


图15

专利名称(译)	波束成形方法以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN103547220B</a>	公开(公告)日	2017-06-06
申请号	CN201380001434.7	申请日	2013-04-26
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)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	金森丈郎 渡边泰仁 津岛峰生		
发明人	金森丈郎 渡边泰仁 津岛峰生		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/02 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/5207 G01S7/52047 G01S15/8915 G10K11/346		
代理人(译)	李芳华		
审查员(译)	郑亮		
优先权	2012104166 2012-04-27 JP		
其他公开文献	CN103547220A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

波束成形方法包括：主波束生成步骤（S21），通过将检体的第一区域作为焦点对从多个接收元件获得的接收回波信号进行整相加法运算，生成主波束信号；副波束生成步骤（S22），根据接收回波信号生成副波束信号，该副波束信号对于从第一区域反射来的超声波信号的灵敏度比主波束信号的要低；以及窄波束生成步骤（S23），计算基于主波束信号以及副波束信号确定的系数、即用于使主波束信号窄角度化的系数，并将系数和主波束信号相乘，从而生成窄波束信号，在副波束生成步骤（S22）中，使用差信号来生成副波束信号，该差信号是指，将与第一区域不同的被检体的两个区域即互不相同的两个区域分别作为焦点来对接收回波信号进行整相加法运算而生成的两个波束信号之差。

