

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G01S 15/88

G01N 29/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510056340.7

[43] 公开日 2005年9月14日

[11] 公开号 CN 1666715A

[22] 申请日 2005.3.11

[21] 申请号 200510056340.7

[30] 优先权

[32] 2004.3.12 [33] JP [31] 69858/2004

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 雨宫慎一

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

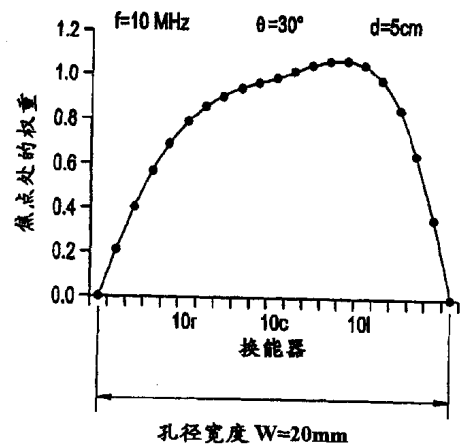
代理人 杨凯 张志醒

权利要求书2页 说明书9页 附图6页

[54] 发明名称 控制超声探头的方法和超声诊断装置

[57] 摘要

为了即使在声传输线方向相对于孔径内换能器阵列的对称轴倾斜时仍能形成所需的超声波束，当声传输线方向相对于孔径内换能器阵列的对称轴(10c)向一侧倾斜时，将赋予换能器的权重设定为相对于对称轴(10c)为不对称的。



ISSN 1008-4274

1. 一种控制超声探头的方法，所述方法包括以下步骤：对于位于孔径内换能器阵列的对称轴的对称位置上的换能器设定其发射延迟时间和接收延迟时间为不对称的，以便使声传输线相对于所述对称轴是倾斜的；以及将对应于所述换能器的发射功率和接收增益中的至少一项设定为不对称的。

2. 如权利要求 1 所述的控制超声探头的方法，其中，对于具有较长发射延迟时间和接收延迟时间的换能器，降低发射功率和接收增益中的至少一项。

3. 一种超声诊断装置，它包括：其中设置多个换能器的超声探头；声传输线方向控制装置，用于将位于孔径内换能器阵列的对称轴的对称位置上的换能器的发射延迟时间和接收延迟时间设定为不对称的，以便使声传输线方向相对于所述对称轴是倾斜的；以及权重控制装置，用于将对应于所述换能器的发射功率和接收增益中的至少一项设定为不对称的。

4. 如权利要求 3 所述的超声诊断装置，其中对于具有较长发射延迟时间和接收延迟时间的换能器，所述权重控制装置降低发射功率和接收增益中的至少一项。

5. 如权利要求 3 或 4 所述的超声诊断装置，其中对于较高的超声波频率，所述权重控制装置增加所述不对称度。

6. 如权利要求 3-5 中任一项所述的超声诊断装置，其中对于所述声传输线方向相对于所述对称轴的较大角度的倾斜方向时，所述权重控制装置增加所述不对称度。

7. 如权利要求 3-6 中任一项所述的超声诊断装置，其中通过控制换能器驱动脉冲的幅度来控制所述发射功率。

8. 如权利要求 3-7 中任一项所述的超声诊断装置，其中通过控制所述换能器驱动脉冲的脉冲宽度来控制所述发射功率。

9. 如权利要求 3-8 中任一项所述的超声诊断装置, 其中所述超声探头是线性超声探头, 它具有排列成直线的换能器。

10. 如权利要求 3-8 中任一项所述的超声诊断装置, 其中所述超声探头是凸形超声探头, 它具有排列成圆弧的换能器。

控制超声探头的方法和超声诊断装置

5 技术领域

本发明涉及控制超声探头的方法和超声诊断装置，更具体地说，涉及控制超声探头的方法和超声诊断装置，所述超声诊断装置即使在声传输线的方向相对于孔径内换能器阵列的对称轴倾斜时仍能形成所需的超声波束(即，实际上以发射和接收超声的方式工作的换能器装置。当孔径小于超声探头中换能器阵列的长度时，孔径对应于10 超声探头中换能器阵列的一部分)。

背景技术

传统上，已知一种超声诊断装置，可用于通过实施线性和扇形15 扫描方案或凸形和扇形扫描方案的组合扫描(例如，见专利文件 1)来放大视野。

[专利文件 1] 日本公开特许公报 No.2000 - 300560

在传统的超声诊断装置中，赋予换能器一个旁瓣抑制权重来抑制旁瓣，如图 3 所示。旁瓣抑制权重定义为相对于孔径内换能器阵列的对称轴对称，这在线性或凸形扫描方案中不会有什么问题。20

但当扇形扫描方案被组合来放大视野时，由于相对于孔径内换能器阵列的对称轴而言声传输线方向倾斜到左侧，如图 2 所示，所以距离 D_r (即从位于孔径内换能器阵列的对称轴(在换能器 10c 的位置)右侧的换能器 10r 到焦点 f_0 的距离)就会大于位于左侧的换能器 10l 到焦点 f_0 的距离 D_l 。于是，对于换能器阵列的对称轴而言换能器的25 超声衰减值不对称，如图 4 所示。

结果，从焦点 f_0 看去，赋予换能器的权重就不对称，如图 5 所示，这就导致不能形成所需超声波束的问题。

发明内容

所以本发明的目的是提供控制超声探头的方法和超声诊断装置，所述超声诊断装置即使在声传输线方向相对于孔径内换能器阵列的对称轴而言倾斜时仍能形成所需的超声波束。

5 在其第一方面，本发明提供控制超声探头的方法，其特征在于包括：把位于相对于孔径内换能器阵列的对称轴对称的位置上的换能器的发射延迟时间和接收延迟时间设定为不对称的，以便使声传输线的方向相对于所述对称轴是倾斜的；以及把对应于所述各换能器的发射功率和接收增益中的至少一项设定为不对称的。

10 按照第一方面的控制超声探头的方法，当所述衰减值相对于孔径内换能器阵列的对称轴为不对称的时，把赋予换能器的权重设定为不对称的，因此，有可能通过这样的设置，使换能器的权重从焦点处看去是对称的，以便互相抵消不对称性，从而形成所需的超声波束。

15 在其第二方面，本发明提供控制具有上述配置的超声探头的方法，其特征在于：对于具有较长发射衰减时间和接收衰减时间的换能器，降低发射功率和接收增益中的至少一项。

 按照第二方面的控制超声探头的方法，当所述衰减值相对于孔径内换能器阵列的对称轴为不对称的时，把赋予换能器的权重设定为不对称的，以便抵消所述不对称，因此，有可能使所述各换能器的权重从焦点处看去对称的，从而形成所需的超声波束。

20

 在其第三方面，本发明提供控制具有上述配置的超声探头的方法，其特征在于：对于较高频率的超声波，不对称度增加。

 当所述衰减值相对于孔径内换能器阵列的对称轴不对称时，对于较高频率的超声波，不对称度较大，以下将讨论。

25

 因此，按照第三方面的控制超声探头的方法，对于较高频率的超声波，赋予换能器的权重的不对称度增加。于是，可以抵消衰减值的不对称，因而有可能使换能器的权重从焦点处看去是对称的，

从而形成所需的超声波束。

在其第四方面，本发明提供控制具有上述配置的超声探头的方法，其特征在于：对于声传输线倾斜方向相对所述对称轴有较大角度时，不对称度增加。

5 当相对孔径内换能器阵列的对称轴而言衰减不对称时，对于较大角度的声传输线倾斜方向，不对称度增加，以下将讨论。

因此，按照第四方面的控制超声探头的方法，对于声传输线相对于所述对称轴的较大倾斜方向角度，增加赋予换能器的权重的不对称度。于是，抵消了衰减值的不对称性，因而有可能使换能器的
10 权重从焦点处看去是对称的，从而形成所需的超声波束。

在其第五方面，本发明提供控制具有上述配置的超声探头的方法，其特征在于：通过控制换能器驱动脉冲的幅度来控制所述发射功率。

按照第五方面的控制超声探头的方法，可以根据加到换能器上的
15 的换能器驱动脉冲的幅度大小来赋予权重。

在其第六方面，本发明提供控制具有上述配置的超声探头的方法，其特征在于：通过控制换能器驱动脉冲的脉冲宽度来控制所述发射功率。

按照第六方面的控制超声探头的方法，可以根据加到换能器上的
20 的换能器驱动脉冲的脉冲宽度的长度来赋予权重。

在其第七方面，本发明提供控制具有上述配置的超声探头的方法，其特征在于：所述超声探头是线性超声探头，其换能器排列成直线，且所述线性超声探头用于进行虚拟凸形扫描。

按照第七方面的控制超声探头的方法，本发明可以用于线性和
25 扇形扫描方案的组合扫描。

在其第八方面，本发明提供控制具有上述配置的超声探头的方法，其特征在于：所述超声探头是凸形超声探头，其换能器排列成圆弧，且所述凸形超声探头用于进行偏移凸形扫描。

按照第八方面的控制超声探头的方法，本发明可以用于凸形和扇形扫描方案的组合扫描。

5 在其第九方面，本发明提供一种超声诊断装置，其特征在于包括：具有排列在其中的多个换能器的超声探头；声传输线方向控制装置，用于将位于相对于孔径内换能器阵列对称轴对称的位置上的换能器的发射延迟时间和接收延迟时间设定为不对称的，以便使声传输线方向相对于所述对称轴是倾斜的；以及权重控制装置，用于将对应于所述换能器的发射功率和接收增益中的至少一项设定为不对称的。

10 按照第九方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第一方面的控制超声探头的方法。

在其第十方面，本发明提供具有上述配置的超声诊断装置，其特征在于：对于具有较长发射延迟时间和接收延迟时间的换能器，所述权重控制装置降低发射功率和接收增益中的至少一项。

15 按照第十方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第二方面的控制超声探头的方法。

在其第十一方面，本发明提供具有上述配置的超声诊断装置，其特征在于：所述权重控制装置增加较高频率的超声波的不对称度。

20 按照第十一方面方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第三方面的控制超声探头的方法。

在其第十二方面，本发明提供具有上述配置的超声诊断装置，其特征在于：对于声传输线的相对于所述对称轴的较大倾斜方向角度，所述权重控制装置增加不对称度。

25 按照第十二方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第四方面的控制超声探头的方法。

在其第十三方面，本发明提供具有上述配置的超声诊断装置，其特征在于：通过控制换能器驱动脉冲的幅度来控制所述发射功率。

按照第十三方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第五方面

的控制超声探头的方法。

在其第十四方面，本发明提供具有上述配置的超声诊断装置，其特征在于：通过控制换能器驱动脉冲的脉冲宽度来控制所述发射功率。

5 按照第十四方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第六方面的控制超声探头的方法。

在其第十五方面，本发明提供具有上述配置的超声诊断装置，其特征在于：所述超声探头为直线超声探头，具有排列成直线的换能器。

10 按照第十五方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第七方面的控制超声探头的方法。

在其第十六方面，本发明提供具有上述配置的超声诊断装置，其特征在于：所述超声探头为凸形超声探头，具有排列成圆弧的换能器。

15 按照第十六方面的超声诊断装置，可以相适应地实施第八方面的控制超声探头的方法。

按照本发明的控制超声探头的方法和超声诊断装置，即使当声传输线方向相对于孔径内换能器阵列的对称轴是倾斜时，也可形成所需的超声波束。因此，图像质量得以改善。

20 在进行线性和扇形扫描方案或凸形和扇形扫描方案的组合扫描时，本发明可用来改善图像质量。

从以下对附图所示的对本发明优选实施例的说明，可以明白本发明的其它目的和优点。

25 附图说明

图 1 为根据实例 1 的超声诊断装置的总体配置图。

图 2 是示出对应于根据实例 1 的两个换能器的发射/接收部分中换能器阵列和电路的一部分的说明图。

图 3 是显示所述换能器的旁瓣抑制权重的曲线。

图 4 是显示所述换能器的衰减值的曲线。

图 5 是显示未使用本发明时从焦点看去的所述换能器的权重的曲线。

5 图 6 是显示赋予根据实例 1 的换能器的权重的曲线

图 7 是显示使用本发明时从焦点看去的所述换能器的权重的曲线。

图 8 是显示对应于根据实例 2 的两个换能器的发射/接收部分中换能器阵列和电路的一部分的说明图。

10

具体实施方式

现参阅附图所示的实施例对本发明作更详细的说明。应当指出，本发明不限于所述各实施例。

15

[实例 1]

图 1 为根据实例 1 的超声诊断装置的总体配置图。

20

超声诊断装置 100 包括：超声探头 1，它具有排列在其中的大量的换能器；发射/接收部分 2，用于驱动超声探头 1，以便将超声波发射到对象内，接收来自对象内部的回声，并输出所接收的信号；信号处理部分 3，用于处理所接收的信号，产生超声图像数据；DSC(数字扫描变换器)4，用于控制超声图像的显示；显示器部分 5，用于显示超声图像；操作部分 6，供操作员提供指令等；以及控制部分 7，用于控制超声诊断装置 100 的工作。

在实例 1 中，假定用线性超声探头作为超声探头 1。

25

图 2 是显示对应于两个换能器 10l 和 10r 的发射/接收部分 2 中的电路和超声探头 1 中换能器阵列 10 的部分的说明图。

两个换能器 10l 和 10r 位于相对于孔径 A_p 内换能器阵列的对称轴 A_x 对称的位置上。换能器 10c 位于称轴 A_x 的位置上。

发射脉冲输出部分 20 输出发射脉冲 P。

幅度/脉冲宽度修改电路 21l 和 21r 在权重控制部分 22 的控制下修改输入发射脉冲 P 的幅度和脉冲宽度。

5 发射延迟电路 23l 和 23r 在声传输线方向控制部分 24 的控制下延迟具有已修改的幅度和脉冲宽度的发射脉冲 P。

驱动电路 25l 和 25r 根据具有已修改的幅度和脉冲宽度的延迟发射脉冲 P 输出换能器驱动脉冲 Pl 和 Pr。

10 T/R(发射/接收)开关 26l 和 26r 在发射时将换能器驱动脉冲 Pl 和 Pr 传送到换能器 10l 和 10r, 而在接收时将在换能器 10l 和 10r 处检测到的回声信号发送到前置放大器 27l 和 27r。

前置放大器 27l 和 27r 放大回声信号。

接收延迟电路 28l 和 28r 在声传输线方向控制部分 24 的控制下延迟放大的回声信号。

15 可变增益放大电路 29l 和 29r 在权重控制部分 22 的控制下放大已放大和延迟的回声信号。

可变增益放大电路 29l 和 29r 处的回声信号在加法电路(未示出)上相加, 形成接收信号。

20 通过由声传输线方向控制部分 24 控制延迟时间来确定超声波束焦点 f_0 的位置。从换能器阵列 10 和对称轴 Ax 的交叉点看去, 焦点 f_0 的方向是声传输线的方向。在逆时针方向上, 声传输线方向相对于对称轴 Ax 的角度是发射/接收角 θ 。焦点 f_0 的深度 d 是沿对称轴 Ax 从换能器阵列 10 和对称轴 Ax 的交叉点到焦点 f_0 的距离。

25 用 F [MHz] 代表超声频率, α 代表衰减系数 [dB/MHz cm], D[cm]代表从孔径 Ap 中的换能器到焦点 f_0 的距离, 对应于所关心的换能器的衰减速率 At[dB]由以下方程表示:

$$A_t = F \times \alpha \times D,$$

式中衰减系数 α 为 0.3 - 0.6。

用 L 代表从换能器阵列 10 和对称轴 Ax 的交叉点到所关心的换

能器的距离(从交叉点到焦点 f_0 的方向上的距离定义为正), 有:

$$D = \sqrt{\{d^2 + (d \times \tan\theta - L)^2\}},$$

从而有,

$$At = F \times \alpha \times \sqrt{\{d^2 + (d \times \tan\theta - L)^2\}}.$$

5 图 4 是显示换能器衰减速率的相对数值的曲线, 其中, $F = 10$, $\alpha = 0.5$, $d = 5$ [cm], $\theta = 30^\circ$, 而孔径宽度 $W = 20$ [mm].

换能器 10c 的衰减速率 At 定义为 1.0.

从图 4 可见, 换能器的衰减速率 At 相对于换能器阵列的对称轴 Ax (对应于换能器 10c) 是不对称的。

10 这样, 如果将如图 3 所示的相对于换能器阵列的对称轴是对称的旁瓣抑制权重赋予换能器, 那么, 从焦点 f_0 看去, 换能器的权重变成不对称的, 如图 5 所示, 因而不能形成所需的超声波束。

15 权重控制部分 22 控制以下各项中的至少一项: 换能器驱动脉冲的幅度、换能器驱动脉冲的脉冲宽度和可变增益放大电路的增益, 将图 6 所示的权重赋予换能器, 以便抵消换能器衰减速率 At 的不对称。

结果, 从焦点 f_0 看去, 换能器的权重变成对称的, 如图 7 所示, 于是形成所需的超声波束。

20 利用上述衰减速率 At 的方程, 可以求出位于对称于对称轴 Ax 的位置上的换能器的衰减速率 At 的差 ΔAt :

$$\Delta At = F \times \alpha \times \sqrt{\{d^2 + (d \times \tan\theta - L)^2\}} - \sqrt{\{d^2 + (d \times \tan\theta + L)^2\}}.$$

由所述方程可见, 对于较高频率, 衰减值 At 的不对称度较大。所以, 对于较高的频率 F , 赋予换能器的权重的不对称度增加。

25 此外, 对于较大的发射/接收角 θ , 衰减值 At 的不对称度较大。所以, 对于较大的发射/接收角 θ , 赋予换能器的权重不对称度增加。

按照实例 1 的超声诊断装置 100, 即使当声传输线的方向相对于孔径 A_p 内换能器阵列的对称轴 Ax 是倾斜的时, 仍可形成所需的超

声波束。

〔实例 2〕

如图 8 所示，与实例 1 中的情况一样，本发明可以用于采用凸
5 形超声探头作为超声探头 1 的情况。

可以配置许多各不相同的本发明的实施例而不背离本发明的精神和范围。显然，本发明不限于本说明书中的具体实施例，除了所附权利要求书中所定义的之外。

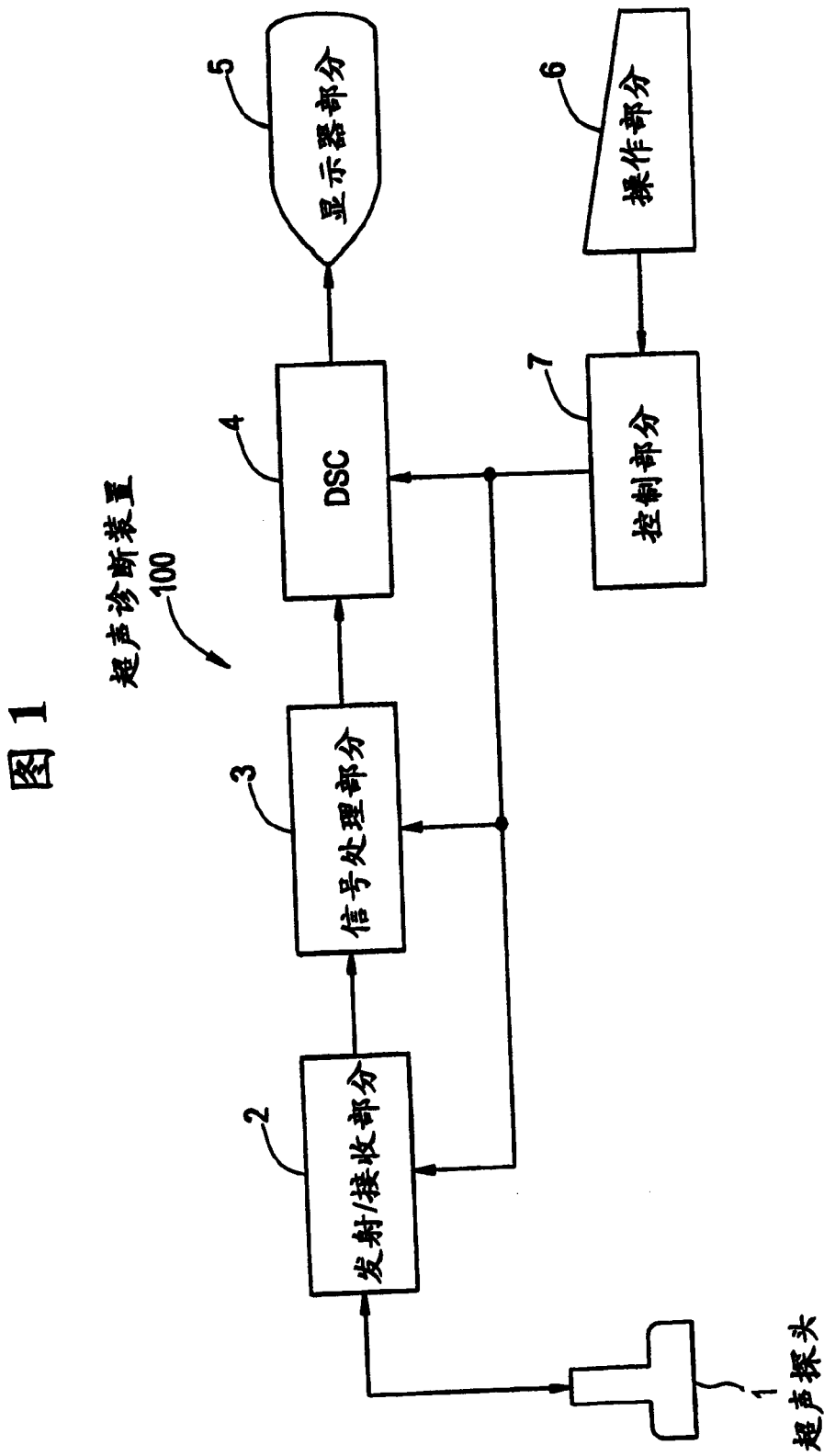


图 2

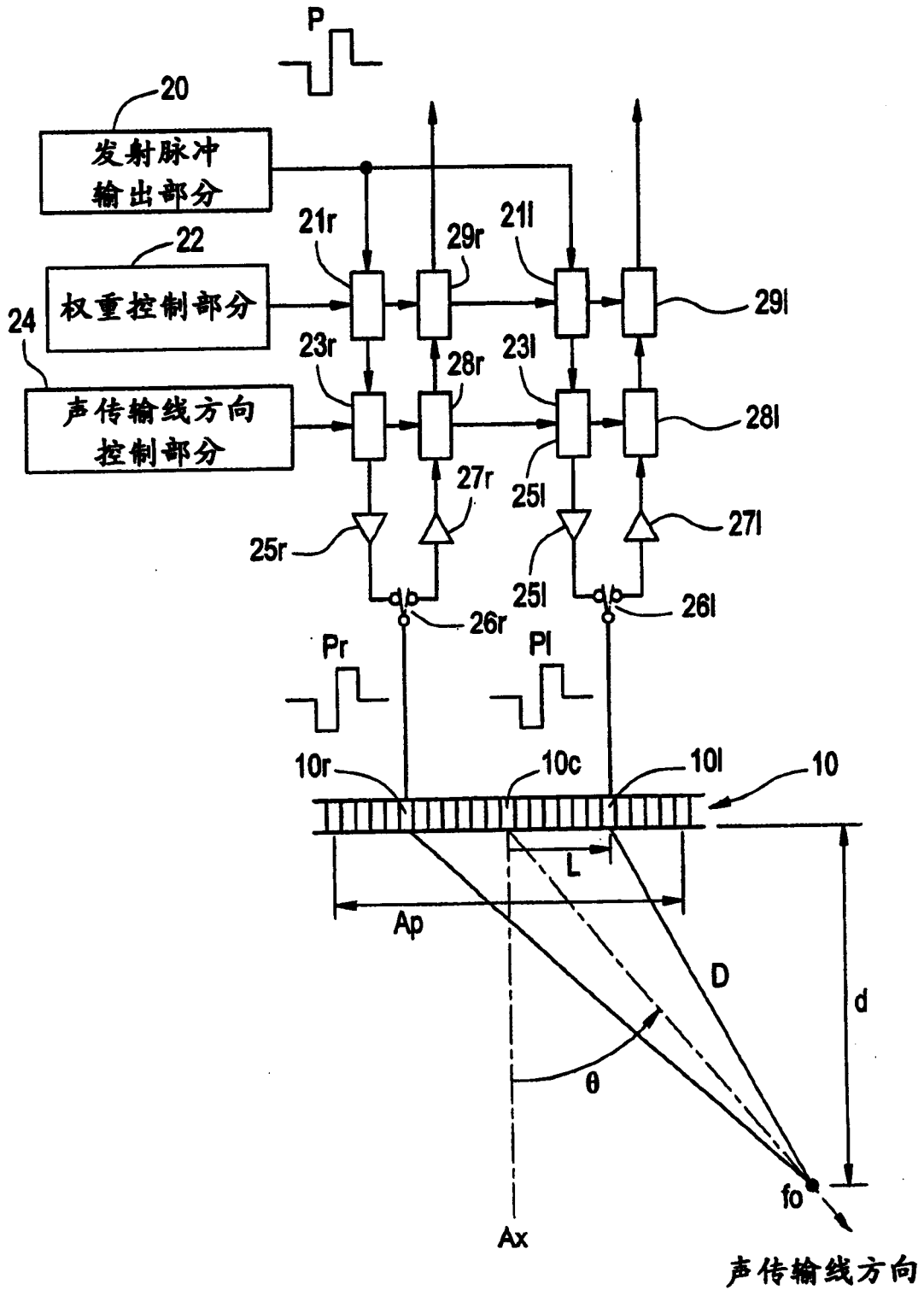


图 3

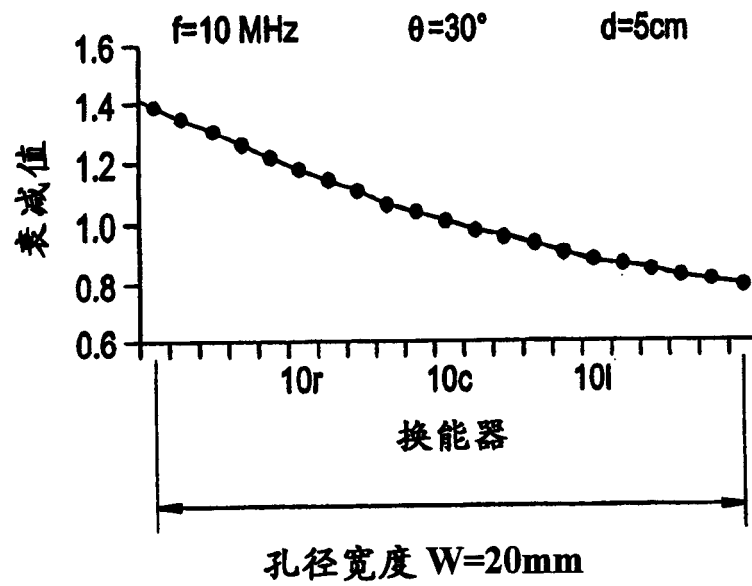
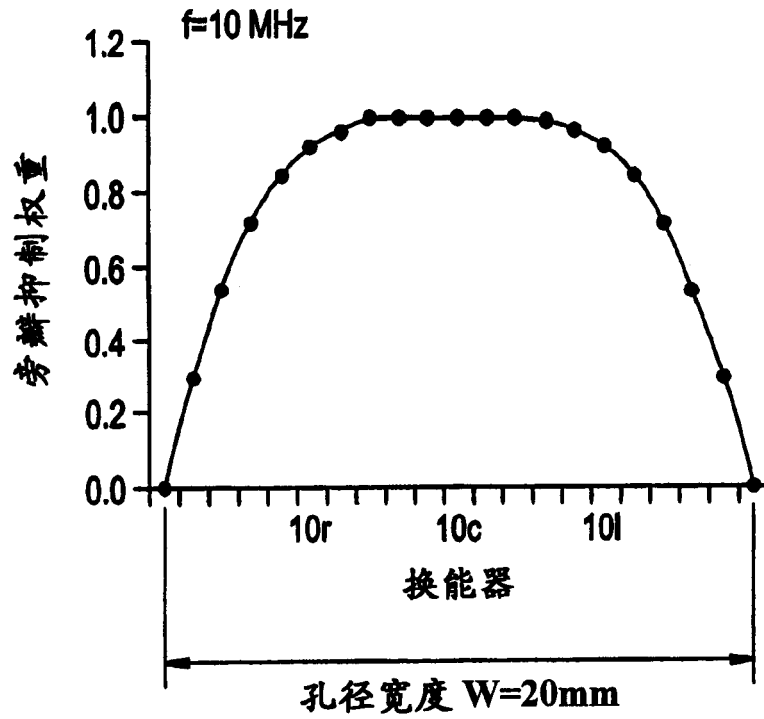


图 4

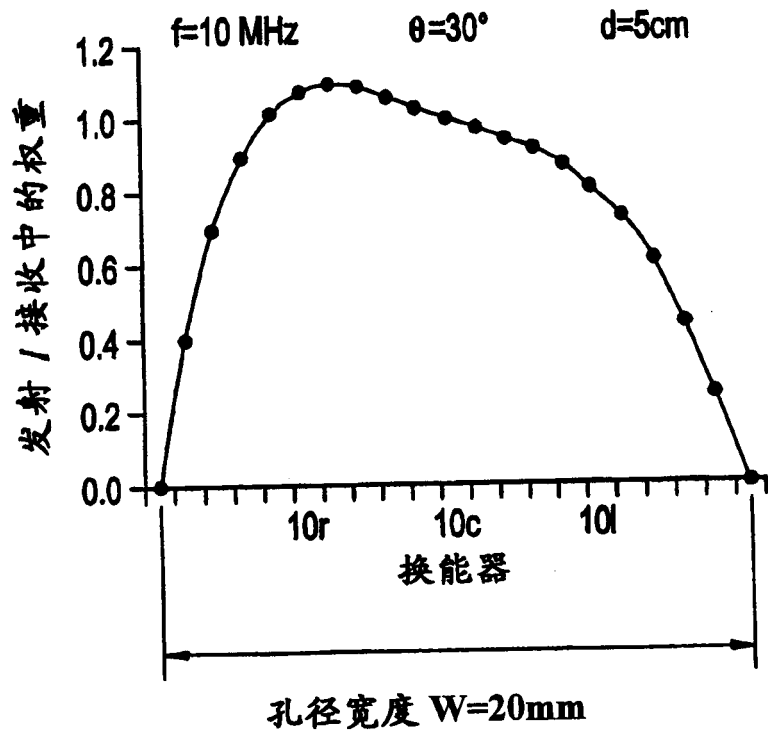
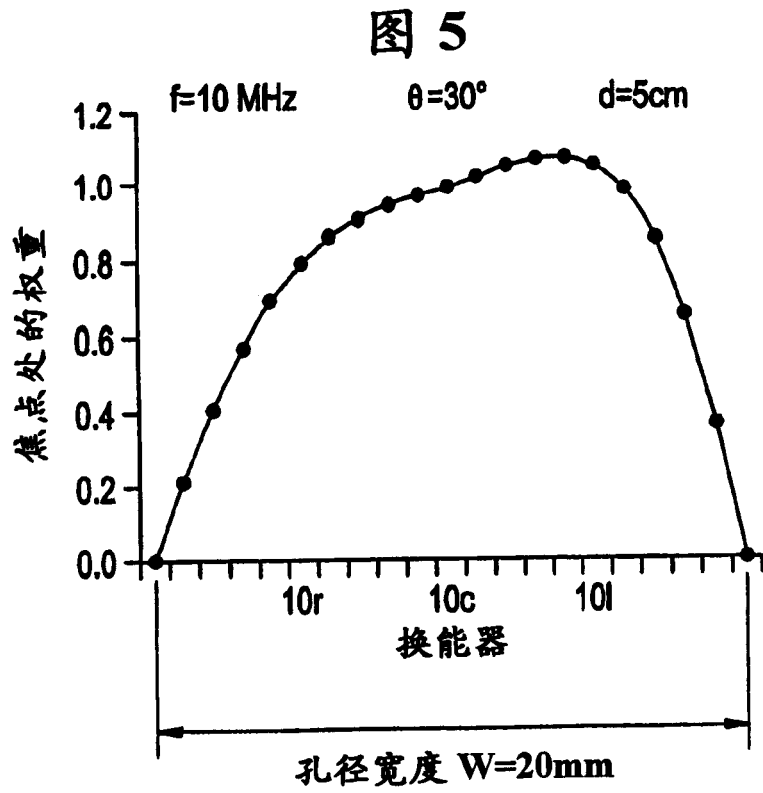


图 6

图 7

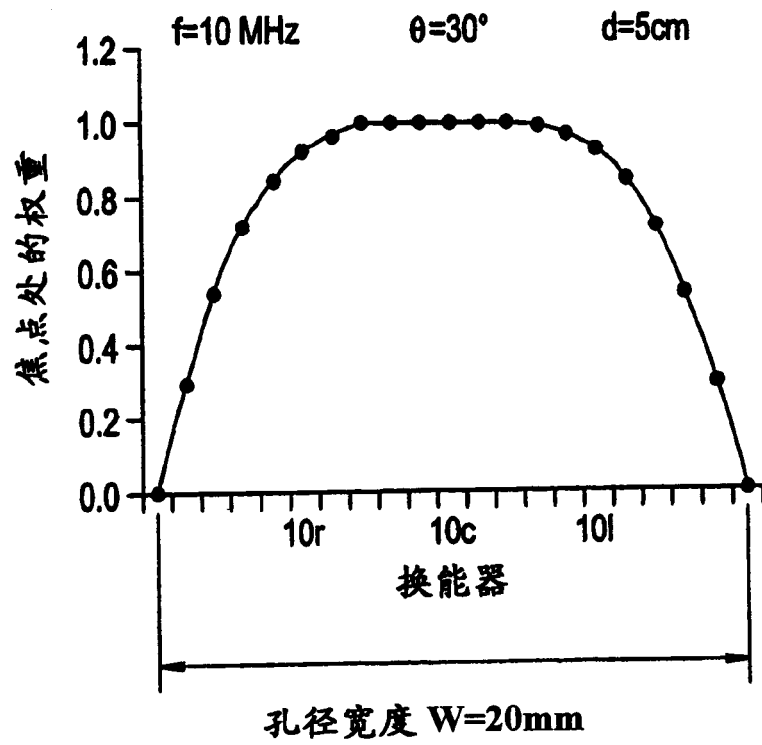
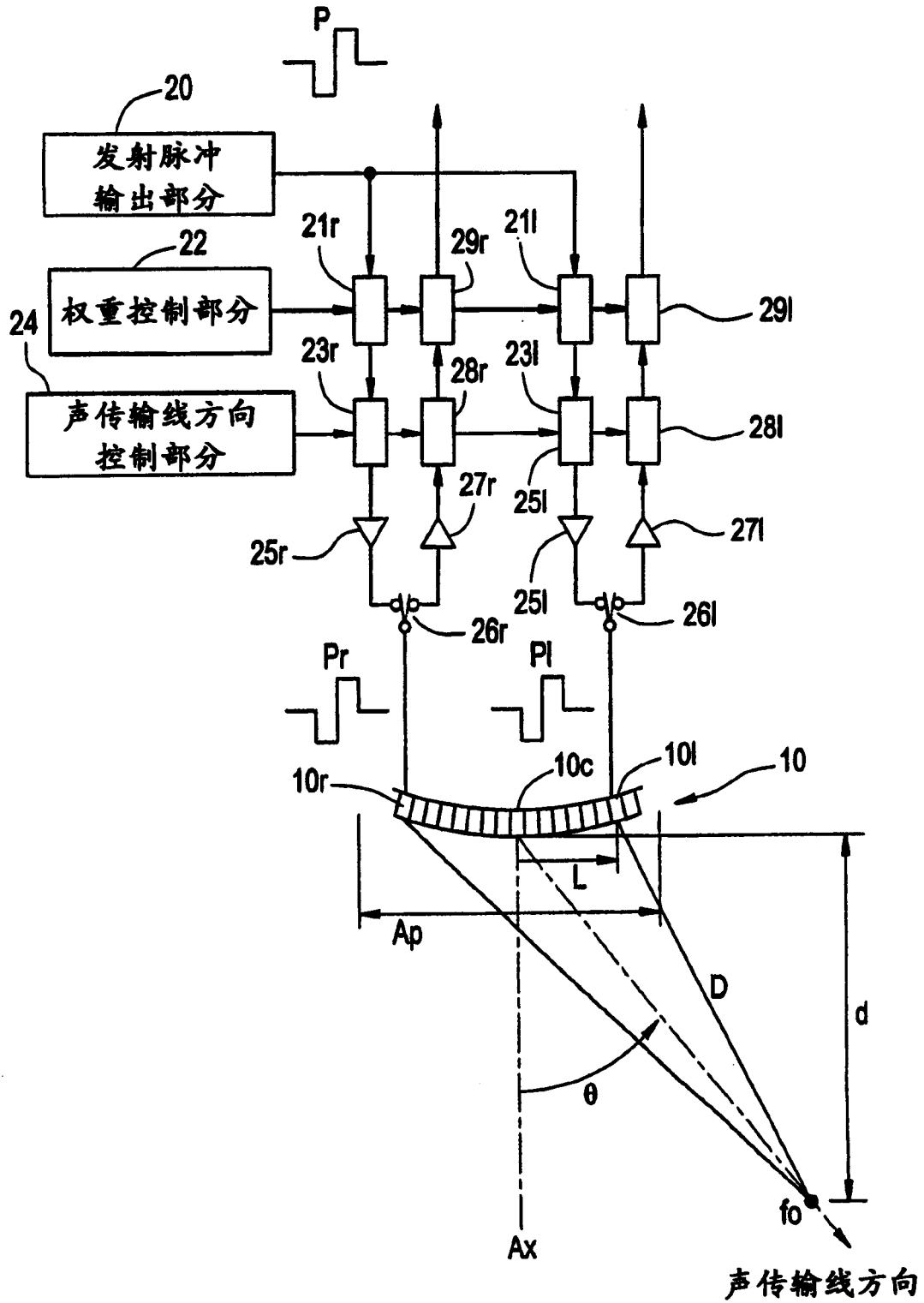


图 8



专利名称(译)	控制超声探头的方法和超声诊断装置		
公开(公告)号	CN1666715A	公开(公告)日	2005-09-14
申请号	CN200510056340.7	申请日	2005-03-11
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	雨宫慎一		
发明人	雨宫慎一		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G01N29/00 G01S7/52 G01S15/88 G03B42/06 G10K11/34		
CPC分类号	G10K11/346 G01S7/52046 A61B8/14		
代理人(译)	杨凯		
优先权	2004069858 2004-03-12 JP		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

为了即使在声传输线方向相对于孔径内换能器阵列的对称轴倾斜时仍能形成所需的超声波束，当声传输线方向相对于孔径内换能器阵列的对称轴(10c)向一侧倾斜时，将赋予换能器的权重设定为相对于对称轴(10c)为不对称的。

