

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G10K 11/34 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02814228.4

[45] 授权公告日 2006 年 11 月 29 日

[11] 授权公告号 CN 1286432C

[22] 申请日 2002.6.5 [21] 申请号 02814228.4

[30] 优先权

[32] 2001.12.12 [33] JP [31] 378074/2001

[86] 国际申请 PCT/JP2002/005558 2002.6.5

[87] 国际公布 WO2003/049618 日 2003.6.19

[85] 进入国家阶段日期 2004.1.15

[71] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京

[72] 发明人 梅村晋一郎 三和祐一 东 隆

衫山隆司 栗原浩

审查员 孙晓静

[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 李德山

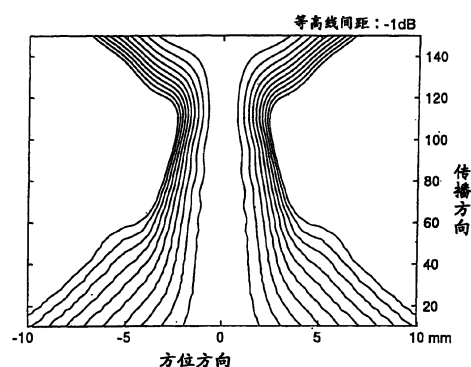
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置在 1 次的超声波脉冲的发送中，可形成在超声波传播方向的较宽的范围内，具有宽度一致的主束的发射波束。于是，对于分别形成沿超声波传播方向，按照多个设定的发射波焦点的发射脉冲波，针对构成发射波口径的各元件，计算与各焦距相对应的多个发射延迟时间的加权平均值，将其作为延迟时间，进行实际的波的发送。计算作为求出延迟时间平均值时的加权，首先，选择与各发射波焦距相对应的发射有效口径宽度，计算实现它的发射波口径方向的权重，接着将其用于焦距方向。其结果是，所发送的波的波面的曲率在发射波口径中间部，接近较短的焦距的波面，而在周边部，接近较长的焦距的波面，形成非球面的波面。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于该超声波诊断装置通过利用转换器阵列向/从受检体发射/接收超声波脉冲波来对受检体内部进行拍摄，该装置被构成为：在超声波传播方向上设定多个发射焦点，对于从构成上述转换器阵列的发射口径的各个元件发射出的发射脉冲波，为每个上述元件求出与作为到各发射焦点为止的距离的各焦距相对应的多个发射延迟时间的加

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：从上述转换器阵列的发射口径发送的超声波脉冲的波面形成为非球面。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：从上述转换器阵列的发射口径发射的超声波脉冲的波面被控制为该发射口径中央部的曲率大于中央部以外的部分的曲率。

4. 一种超声波诊断装置，其特征在于该装置通过利用转换器阵列向/从已导入造影剂的受检体发射/接收超声波脉冲波来对受检体的内部进行拍摄，该装置被构成为：在超声波传播方向上设定多个发射焦点，对于从构成上述转换器阵列的发射口径的各个元件发射出的发射脉冲波，为每个上述元件求出与作为到各发射焦点为止的距离的各焦距相对应的多个发射延迟时间的加权平均值，并将求得的值作为延迟时间进行发射。

5. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于：从上述转换器阵列的发射口径发射的超声波脉冲的波面形成为非球面。

6. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于：从上述转换器阵列的发射口径发射的超声波脉冲的波面被控制为该发射口径中央部的曲率大于中央部以外的部分的曲率。

权平均值，并将求得的值作为延迟时间进行发射。

7. 如权利要求 1 或 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于根据在口径中央部具有唯一峰值的函数而构成上述发射口径的加权。

8. 如权利要求 1 或 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于根据高斯函数构成上述发射口径的加权。

9.如权利要求1或4所述的超声波诊断装置,其特征在于从构成上述转换器阵列的发射口径的各元件发射的发射波形被形成为除延迟时间和发射口径的加权以外均基本相同。

10.如权利要求1或4所述的超声波诊断装置,其特征在于在记录上述延迟时间和针对特定焦距而计算的延迟时间这两者后,可选择这两者中的任何一个延迟时间进行发射。

11.如权利要求1或4所述的超声波诊断装置,其特征在于根据将高斯函数与在上述发射口径一端具有零点的海因函数相乘后得到的函数,构成上述发射口径的加权。

12.如权利要求1或4所述的超声波诊断装置,其特征在于利用双向箭头表示在超声波传播方向上的发送聚焦范围。

13.一种超声波诊断装置,其通过利用转换器阵列向/从受检体发射/接收超声波脉冲来对受检体内部进行拍摄,其特征在于超声波脉冲的波面被控制为在上述转换器阵列的发射口径的中央部靠近焦距短的波面,而在上述转换器阵列的发射口径的周边部靠近焦距长的波面;从上述转换器阵列的发射口径发射的超声波脉冲的波面形成为覆盖整个发射口径的连续光滑的非球面;并被构成为对于从构成上述转换器阵列的发射口径的各个元件发射出的发射脉冲波,为每个上述元件求出与作为到各发射焦点为止的距离的各焦距相对应的多个发射延迟时间的加权平均值,并将求得的值作为延迟时间进行发射。

14.一种超声波诊断装置,其通过利用转换器阵列向/从受检体发射/接收超声波脉冲来对受检体内部进行拍摄,其特征在于超声波脉冲的波面被控制为在上述转换器阵列的发射口径的中央部靠近焦距短的波面,而在上述转换器阵列的发射口径的周边部靠近焦距长的波面,从上述转换器阵列的发射口径发送的超声波脉冲的波面形成为覆盖整个发射口径的连续光滑的非球面,并且通过发射一次超声波脉冲,形成在超声波传播方向上的宽度基本相同的发射波束。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置通过相对于生物体等受检体发送接收超声波，对其内部进行拍摄。

### 背景技术

相对于生物体发送接收脉冲状超声波，对其内部进行拍摄的超声波诊断装置已广泛地用于医学诊断。按照超声波的发送接收的焦点设定拍摄对象范围内的生物体内的全部的点的方式进行拍摄，该方式从所获得的超声波图象的分辨率与 S/N 比这两个方面来说，是理想的。

对于信号的接收，伴随最近的数字电路技术的进步，在电子聚焦型装置中，可进行对应于自超声波脉冲发送起所经历的时间、慢慢扩大焦距的动态聚焦。由此，可针对每次发送，对该超声波脉冲传播范围的生物体内的全部点进行拍摄。于是，在不牺牲拍摄速度的情况下，对于拍摄对象范围内的生物体内的全部点，可获得依靠良好的信号接收条件的优良分辨率和 S/N 比的超声波图象。

但是，对于信号的发送，不可能实现象信号接收那样的动态聚焦。于是，在上述的拍摄情况下，一般通过利用缩小发射波口径来使发射波聚焦不准，通过以牺牲发射波束的方位分辨率的提高为代价来扩大焦点深度（被写边界深度），由此，抑制所必需的发送次数的增加，确保拍摄速度。为了局部地对该拍摄模式的欠缺点进行补偿，一般采用下述装置，该装置可根据情况选择：通过使发射波焦距对应于位于特定距离内的关注区域中、使用较宽的发射波口径来强调发射波聚焦的效果，由此牺牲关注区域之外的分辨率与 S/N 比而使关注区域内的分辨率和 S/N 比优先的拍摄模式，或通过牺牲拍摄速度、在分阶

段地改变发送波焦距的同时进行该模式的拍摄，由此在整个对象范围内进行较高的分辨率与 S/N 比的拍摄的模式。

即使在涉及 X 射线和 MRI 的诊断用超声波的领域，在最近，仍可根据需要，采用造影剂。对于 X 射线和 MRI 用造影剂，没有由于为了拍摄而照射的电磁波或所施加的磁场等的作用而使造影剂的物理性质不可逆地变化的情况，与此相对，如果稳定的微泡制剂类的超声波造影剂超过为了拍摄而照射的超声波强度所具有的程度，则其发生崩坏。其造影率在发生崩坏后，若经过充分的时间会消失，但也存在在稳定用的外壳崩坏后，造影率显著增加的类型。

上述的这些情况为发射波聚焦带来了新的技术问题。即，在设定单一的焦距而进行波发送的情况下，传播方向的超声波强度变化不一致，仅在焦距附近的区域，造影剂崩坏，崩坏时产生较强的回波信号。另外，如果仅仅采用较窄的发射波口径，使发射波聚焦不准，提高超声波强度，以便在传播方向的较宽范围内，获取造影剂的信号，则在 1 次的信号发送中，在该信号发送时，直至接收波束中的未设定的范围的造影剂也破坏，在之后的发送中，即使在打算获得该范围的造影回波信号，仍不可能。

作为至少部分地解决该问题的已有技术，在“2nd International Kyoto Symposium on Ultrasound Contrast Imaging（予稿集 p.83，2000 年 10 月）”中报道了下述方式，在该方式中，超声波脉冲沿传播方向，设定多个发射波焦点，在发射波口径中间部，对应于时间相位，使与各焦点相对应的波面重合，同时进行发送。根据该方式的发送脉冲的时间方向的扩展在发射波口径的中心部，与不进行该重合发送的情况同样较小，但是，伴随朝向口径的周边方向的移动，该扩展增加，其波形为与不同的发射波焦点相对应的发射信号相互干扰的结果。于是，必须对形成发射波口径的各元件，一点点地使发射波形变化。另外，在相应的焦点附近，应汇集于其它焦点的成分变为方位方向的噪音。在采用微泡类造影剂的图象法中，这样的噪音难以构成问题，可以设想其原因如下。

本来, 稳定微泡类造影剂产生的回波信号反映微泡的非线性振子的性质, 大量含有具有发送信号的 2 倍的频率的第 2 高次谐波成分, 为了利用该情况, 将回波信号与周围的组织区分开, 大多通过从回波信号抽取第 2 高频分量, 形成图象。可以认为, 与基本波成分的振幅和发送信号振幅的 1 次幂成比例的情况不同, 由微泡产生的第 2 高次谐波成分的振幅与发送信号的振幅的 2 次幂成比例。因此, 与采用基本波成分而形成图象的情况相比较, 发射波束噪音程度的重要性不大, 反之, 该主束直径的一致性的的重要性较高。可以认为, 如果发送信号的振幅超过某种程度, 则同样由破坏的微泡的性质, 超过发射波束中的上述程度的范围的宽度一致, 该情况比低程度的噪音更重要。

按照上述所报告的已有方式, 针对构成发射波口径的各元件, 沿声压、即、驱动电压方向对分别形成沿超声波传播方向设定的多个发射波焦点的发射脉冲波进行叠加, 从而获得各元件的驱动波形。在该方式中, 由于与不同的发射波焦点相对应的发射信号之间产生干涉, 故为了防止由此产生的抵消, 不能够使所设定的发射波焦点的数量增加数个以上。其结果是, 所形成的主束宽度在超声波传播方向上的一致性是有限的, 另外, 对各元件发射波形的控制也是复杂的。

### 发明内容

本发明鉴于上述现状, 其目的在于提供一种超声波诊断装置, 该超声波诊断装置在 1 次超声波脉冲发送中, 可形成在超声波传播方向的较宽范围内, 具有宽度一致的主束的发射波束。

按照本发明的方式, 对分别形成沿超声波传播方向设定的多个发射波焦点的发射脉冲波, 对于构成发射波口径的各元件, 求出与各焦距相对应的多个发射波延迟时间的加权平均值, 将其作为延迟时间, 进行实际的波发送。

作为求出延迟时间平均值时的权重, 首先, 选择与各发射波焦点相对应的发射有效口径宽度, 计算实现它的发射波口径方向的权

重，接着将其用于焦距方向。与各发射波焦点相对应的发射波有效口径宽度按照发送波有效 F 数量为一定值的方式选择，这种方式是最典型的。但是，在象凸面阵列转换器（convex array transducer）的回波图象那样，超声波扫描线之间与并行稍稍偏离的情况下，最好，细微调整发射波有效口径，以使主束宽度作为焦距的函数，与超声波扫描线间距成比例。象这样，通过设定与各发射波焦距相对应的发射波有效口径宽度，所发送的波面的曲率在发射波口径中间部接近焦距较短的波面，而在周边部接近焦距较长的波面，形成非球面的波面。

由此，可在 1 次超声波脉冲发送中，通过下述方式，形成在超声波传播方向的较宽范围内，具有宽度一致、较细主束的发射波束，该方式为：将除了延迟时间和口径权重以外的其它方面基本相同的发射波形提供给发射波口径中的各元件。

象这样，在本发明中，虽然针对各元件，作为用于发射波聚焦的延迟时间和权重的振幅变化，但是，波形本身不变化，故可不受与不同的发射波焦点相对应的发射信号之间的干扰的影响，充分细微地沿超声波传播方向设定多个发射波焦点。由此，能够期待形成主束宽度一致性较高的发射波束。另外，由于波形本身在各元件中是共同的，故可通过较容易的控制而形成这样的发射波束。

由此，可具体实现适合于采用微小气泡类造影剂的造影超声波拍摄的超声波诊断装置。另外，即使在不采用造影剂进行拍摄の場合，仍可在不牺牲拍摄速度的情况下，形成方位分辨率较好的超声波图象。

#### 附图说明

图 1 为表示本发明的一个实施例的超声波诊断装置的组成的方框图，图 2 为用于加权平均延迟时间计算的发射波口径权重函数的实例图，图 3 为表示通过加权平均计算的非球面聚焦的发射延迟时间的图，图 4 为通过加权平均计算的非球面聚焦的发射波口径权重的图，图 5 为表示在采用非球面聚焦的发射延迟时间与发射波口径权重发送

超声波时所形成的依据本发明的发射波束的图，图 6 为表示在采用球面聚焦的发射延迟时间与高斯（Gauss）函数型的发射波口径权重发送超声波时所形成的已有技术的发射波束的图，图 7 为表示在发射波口径的端部具有零点的海因（ハニング—hanning）函数与高斯（Gauss）函数相乘而获得的发射波口径权重的图，图 8 为表示在采用非球面聚焦的发射延迟时间与图 7 的发射波口径权重发送超声波时所形成的本发明的发射波束的图，图 9 为加权平均延迟时间计算所采用的发射波口径权重函数的另一实例图，图 10 为采用通过图 9 的发射波口径权重函数而计算出的非球面聚焦的发射延迟时间与图 7 的发射波口径权重来发送超声波时所形成的本发明的非球面聚焦的发射波束的图。

### 具体实施方式

下面通过附图，对本发明的实施例进行说明。

图 1 示出在基于脉冲回波法的超声波诊断装置中，实施本发明的装置的典型结构框图。

在发射波聚焦模式选择部 1 中，选择发送沿超声波传播方向宽度一致的发射波束，还是发送仅在特定焦距附近具有良好的分辨率和 S/N 比的发射波束。根据该选择结果，通过发射波聚焦延迟数据选择部 2 来选择相对应的发射波聚焦延迟数据与发射波口径权重数据。

通过发射波聚焦延迟振幅控制部 3，基于上述数据，将所控制的振幅提供给发射波形后，在被控制的时刻，将其输入到驱动放大器 4 中。其输出被传送到通过元件选择开关 5 从构成转换器阵列 6 的元件中选择的各元件中，并形成具有指向性的发送波面。

象这样，从转换器阵列 6 向生物体送出的发送超声波脉冲通过生物体组织、造影剂反射，其一部分再次返回到转换器阵列 6，由其各构成元件接收。各接收波信号中通过元件选择开关 5 选择的元件的各信号通过前置放大器 7 放大后，通过 A/D 转换，暂时存储于接收波存储器 8 中。



更具体地说，在前置放大后，一般在通过按照根据自发送信号起所经历时间，通过使放大率逐渐增加的方式进行控制的 TGC 放大器之后，进行 A/D 转换。这是一个对应于在生物体中传播的超声波大致与传播距离成比例地衰减，对接收信号的振幅与自发送信号起所经历时间大致成比例地减少的情况进行补偿，使 A/D 转换器输入端的信号振幅的大小保持在一定范围内的处理。由此，防止由 A/D 转换中的振幅数字化处理造成的动态范围的减少。进而，再加上众所周知的在 A/D 转换之前通过频带限制滤波器的方式，能够防止由 A/D 转换中的时间轴数字化处理造成的动态范围的减少。

为了获得接收波指向性，具有对暂时存储于存储器 8 中的各元件的接收波信号，在提供相对于各元件位置的一种延迟之后，将它们相加，获得收敛效果的必要。在接收波聚焦延迟加法运算部 9 中进行该处理。应提供给各元件的信号的延迟时间的最佳值随接收波焦距而变化。

另外，用于获得良好脉冲回波图象的接收波焦距的最佳值与自发送信号起所经历的时间和音速成比例地增加。于是，最好采用对应于自发送信号起所经历的时间而使提供给各元件信号的延迟时间变化的动态聚焦接收方式。如果该方式如图 1 所示的那样，将各元件的接收波信号暂时写入到存储器中，然后再次读取，再对其进行相互加法运算，则可通过读取时或写入时的控制比较容易地实现。

在一般的超声波诊断装置的 B 模式下，根据通过接收波收敛用的延迟加法运算而获得的信号，通过检波处理，求出振幅，以对数方式对其进行压缩处理，形成显示信号。该处理在图中的显示信号选择生成部 12 中进行，通过扫描变换器 13，将其变换为 2 维图象，或根据情况而转换为 3 维图象，在 CRT 中显示，或根据情况在液晶的显示器 14 中显示。

此外，通过谐波 (harmonic) 图象成形法，从依照接收波收敛用的延迟加法运算而获得的信号中，通过关注信号成分抽取部 11，抽取非线性成分，对该成分进行同样的处理，形成显示信号。由此，

可获得与生物体组织相比较，强调非线性反射率较大的稳定微泡类造影剂的分布的脉冲回波图象。

以该谐波（harmonic）图象成形法的最基本方式，通过带通滤波器，将通过非线性效果产生的高次谐波与基本波分离并将其抽取。不依赖于带通滤波器的非线性成分抽取法包括脉冲反转法和振幅调制法。在振幅调制法中，将振幅变为多个后发射。在非线性成分抽取中，利用接收波回波线性成分的振幅与发射波振幅成比例，而非线性成分的振幅不与发射波振幅成比例的原理。当以利用 2 个振幅的情况为例进行说明时，将通过以第 1 振幅  $a_1$  发送而获得的接收波收敛后的信号暂时记录于接收波聚焦后信号存储器 10 中，通过将以第 2 振幅  $a_2$  发送而获得的接收波收敛后的信号乘以  $a_1/a_2$  倍后，取其记录于存储器 10 中的信号的差，来消除线性成分、抽取非线性成分。按照普通的振幅调制法， $a_1$  与  $a_2$  为正实数。另一方面，脉冲反转法采用符号反转后绝对值相等的实数对作为  $a_1$  和  $a_2$ 。

下面，对当沿超声波传播方向发送宽度一致的发射波束时，通过发射波聚焦延迟数据选择部 2 选择的发射波聚焦延迟数据与发射波口径权重数据的计算方法进行详细说明。对于由发送超声波频率为 2MHz 的线性阵列转换器进行的拍摄，以在焦距为 20mm ~ 100mm 的范围内，形成具有相同宽度的主束的情况为例进行说明。

按照距离在 20mm ~ 100mm 的范围内，以 1mm 的充分小的间距设定多个焦距，对应于各焦距  $L$ ，计算提供给发射波口径中第  $n$  个元件的口径权重  $A_n(L)$ 。

在图 2 中，作为例子，将  $A_n(20\text{mm})$  与  $A_n(100\text{mm})$  作为发射波口径上的坐标函数而绘制。作为口径权重函数，选择具有优选特性的高斯（Gauss）函数，对应于各焦距  $L$ ，选择通过 2 个拐点的间距定义的  $F$  数量为 6 的宽度，该特性指由于形状不因傅立叶变换而变化，故即使通过传播中的衍射，形状仍不变化。

其次，关于各焦距  $L$ ，基于发射焦距，提供给各元件的延迟时间  $T_n(L)$ ，在此利用计算出的口径权重  $A_n(L)$ ，对各元件，象

下述式那样，求出加权平均值  $U_n$ （发射波延迟时间），将该延迟时间用于超声波脉冲的发送。

$$U_n = \int T_n(L) A_n(L) dL / \int A_n(L) dL \quad \dots \dots (1)$$

显然，超声波脉冲发送中所用的口径加权用于按照下述式那样，计算对上述数学公式（1）的右边分母进行规格化处理而形成的  $B_n$ （发射波口径权重）。

$$B_n = \int A_n(L) dL / \int dL \quad \dots \dots \dots (2)$$

在图 3 中，象这样计算的球面聚焦的发射波延迟时间  $U_n$  与按照与焦距为 60mm 和 80mm 的普通球面聚焦的发射波延迟时间  $T_n$ （60mm）和  $T_n$ （80mm）相比较并进行绘制。但是，纵轴表示与音速相乘后换算成的传播距离。整体的曲率半径大于  $T_n$ （80mm），但是，中间部的曲率半径显然小于  $T_n$ （60mm）。

另外，在图 4 中，如上述所计算的发射波口径权重  $B_n$  与高斯（Gauss）函数口径权重  $A_n$ （60mm）相比较并进行绘制。中间部的权重类似，但是边部进一步扩大。

在图 5 中，通过数值计算模拟，利用象这样计算的球面聚焦的发射波延迟时间  $U_n$  与发射波口径权重  $B_n$ ，求出发送频率为 2MHz 的超声波时形成的发射波束，绘制从传播方向上的各距离的超声波振幅的最大值到 -10dB 的范围，作为 1dB 等级的等高线图。对于采用 48mm 的发射波口径、在传播距离为 20mm~140mm 的范围内，形成具有相同的宽度的主束的情况，将由拐点间距定义的 F 数量为 5 的宽度的高斯（Gauss）函数的权重提供给各焦距，采用由此计算的  $U_n$  与  $B_n$ 。

另外，在图 6 中，同样地绘制普通球面聚焦的焦距为 70mm 的发射波束。发射波口径权重同样采用由拐点间距定义的 F 数量为 5 的宽度的高斯（Gauss）函数。象这样，可在使口径中间部的最大发射振幅为共同的同时，使在发射波束内积分的超声波功率基本相等。

图 6 的发射波束中的，焦距为 20mm 和 120mm 的主束宽度扩大到焦距为 70mm 时的宽度的 3 倍，与此相对，在图 5 中，应用本发明

的方法而形成在距离从 20mm 到 130mm 的范围内，宽度基本一致的发射波束。

但是，在图 5 的主束宽度，沿传播方向可看到微小的波动。其原因在于象上述那样，由于以有限的传送波口径宽度 48mm 截断传送波口径权重  $B_n$ ，故在口径的端部，产生传送波权重的差。于是，在口径的端部正好将在发射波束内积分的超声波功率基本相等的适合宽度的高斯（Gauss）函数，与权重刚好为零点的海因（ハニング—hanning）函数相乘，产生图 7 那样的传送波口径权重函数，在采用该函数以代替  $B_n$  时，可形成图 8 那样的发射波束。没有图 5 那样的波动的平滑波束在距离 20mm~140mm 的范围内形成。

此外，对在使图 9 所示的海因（ハニング—hanning）函数为最大值的中间部、设置有平坦部分的平头海因（ハニング—hanning）函数提供与焦距成反比的权重，并利用其代替高斯（Gauss）函数作为为了产生传送波延迟时间  $U_n$  而提供给  $T_n$  的口径权重函数  $A_n$ ，此时，可形成图 10 那样的发射波束。在这里，平头海因（ハニング—hanning）函数整个宽度的中间部 1/3 是平坦的，并向其提供由拐点间距、即，半值宽度定义的 F 数量为 3 这样的宽度。由此， $A_n$  的面积不依赖于焦距而是一定的。作为上述这些的结果，在距离在 20mm~140mm 的范围内，形成主束宽度的一致性较高的发射波束。

还有，在上述实施例中，针对在距转换器的距离在 20mm~140mm 的范围内，发射波束宽度一致的场合进行了描述，但是本发明不限于此。通过构成为记录多组的非球面聚焦数据、任意读取该数据后，将其用作发射波控制数据，可以容易地对应于诊断目的而改变关联范围。

另外，在现有的利用单一发射波聚焦的超声波诊断装置中，多数为在显示超声波回波图象的画面上以三角形符号等表示该发射波聚焦深度的装置，但是在利用本发明的非球面发射波聚焦的装置中，代替指示上述 1 点的符号，通过表示深度方向的发射波聚焦的范围的杆状或在两端具有箭羽部的箭头等进行显示，可以实现使用方便的超声

波诊断装置。

再有，基于到目前所描述的本发明的发射波面的波形可象下述那样测定。比如，将2个针状水听器放置于紧靠浸没于水中的转换器阵列表面设置，接收从该转换器阵列发出的发射脉冲，并进行观察。此时，稍稍地沿阵列排列方向移动2个针状水听器中的1个的同时，接收发射脉冲，将2个针状水听器的接收波形的时间差作为移动量的函数而记录，由此，可测定发射波面的曲率。

象上面所述的那样，在本发明中，对于分别形成沿超声波传播方向，按照多个设定的发射波焦点的发射脉冲波，针对发射波口径的各元件，计算与各焦距相对应的多个发射波延迟时间的加权平均值，将其作为延迟时间，进行波的发送。作为上述情况的结果，所发射的波面的曲率在发射波口径中间部接近焦距较短的波面，而在周边部接近焦距较长的波面，形成非球面的波面。由此，在1次的超声波脉冲的发送中，在超声波传播方向的较宽的范围内，宽度一致，具有较细的主束的发射波束可通过下述方式形成，该方式为：除了延迟时间和口径权重，其它方面基本相同的发射波形提供给发射波口径中的各元件。

另外，由此，可实现特别适合利用微泡类造影剂的造影超声波拍摄的超声波诊断装置。另外，即使在不采用造影剂的拍摄的情况下，仍可在不牺牲拍摄速度的情况下，形成方位分辨率较好的超声波图象。

#### 产业上的利用可能性

本发明可实现下述超声波诊断装置，其中，在1次的超声波脉冲的发送中，可形成在超声波传播方向的较宽的范围内，宽度一致，具有较细的主束的发射波束。因此，本发明在医疗和工业上的意义较大。

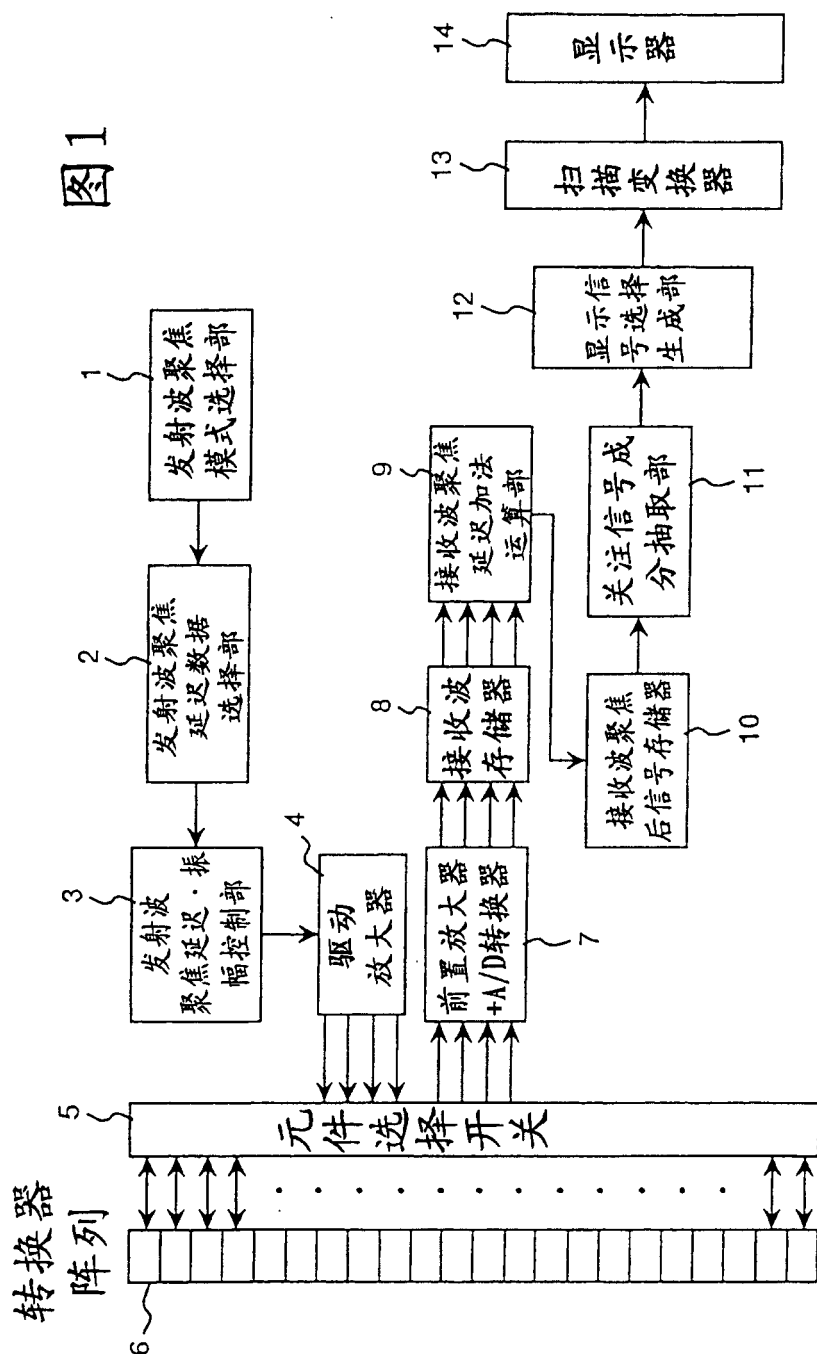


图2

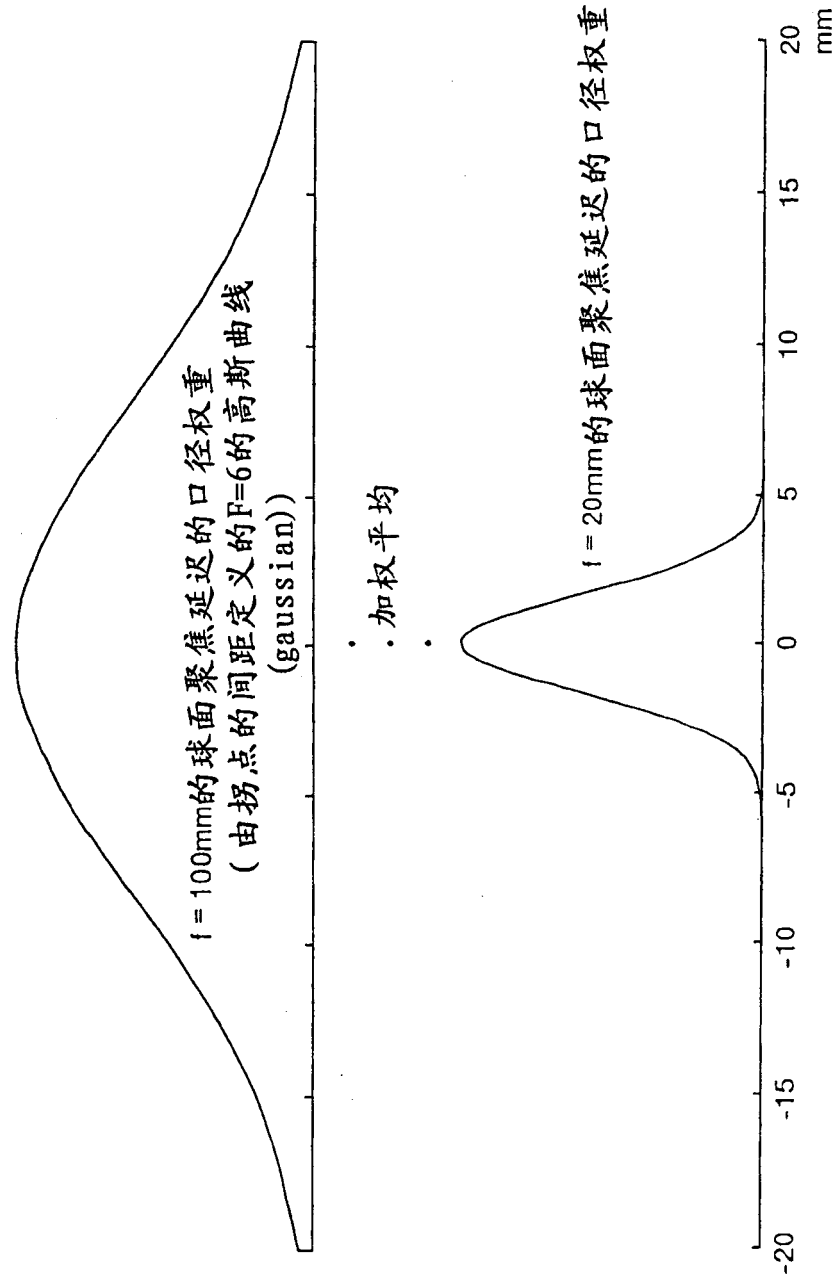
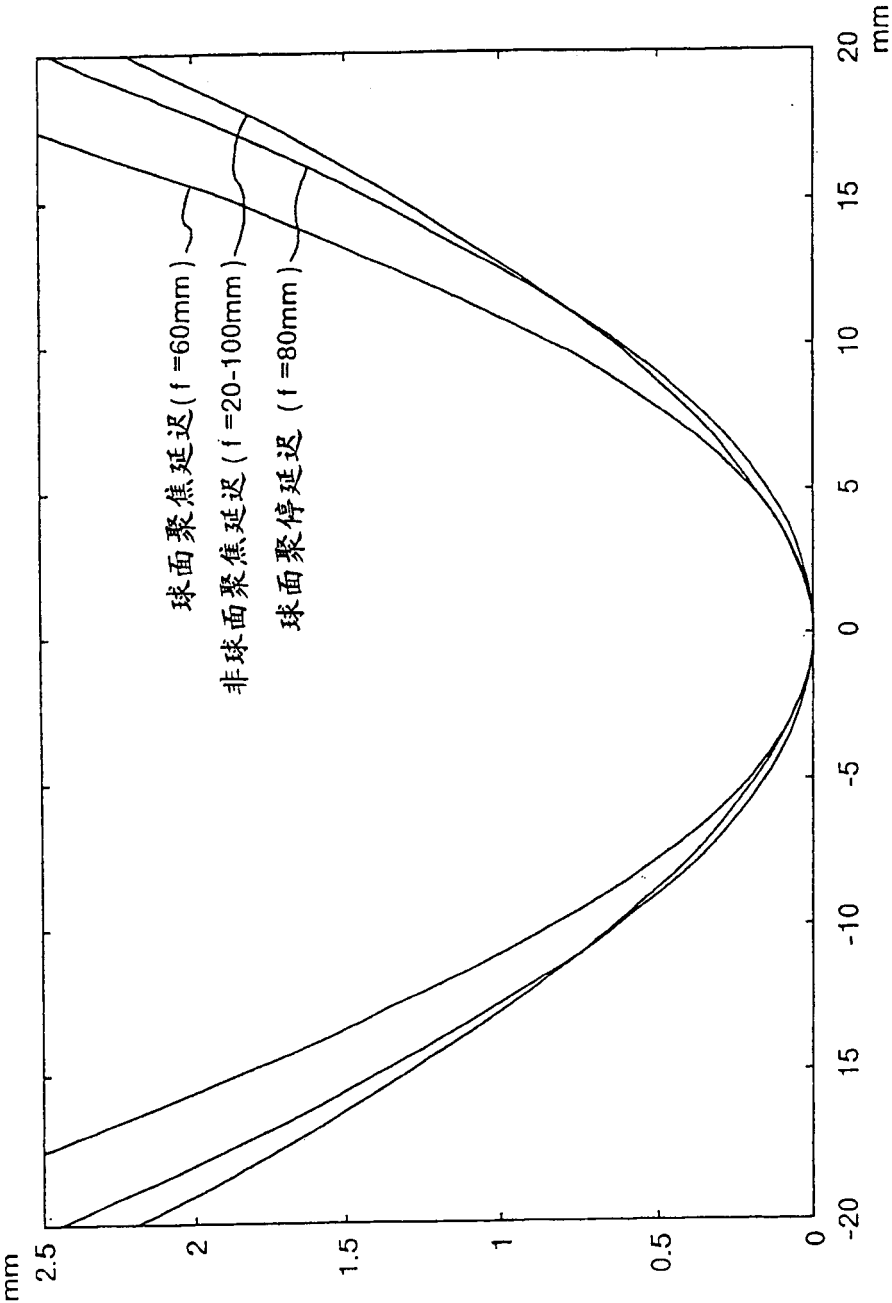


图3





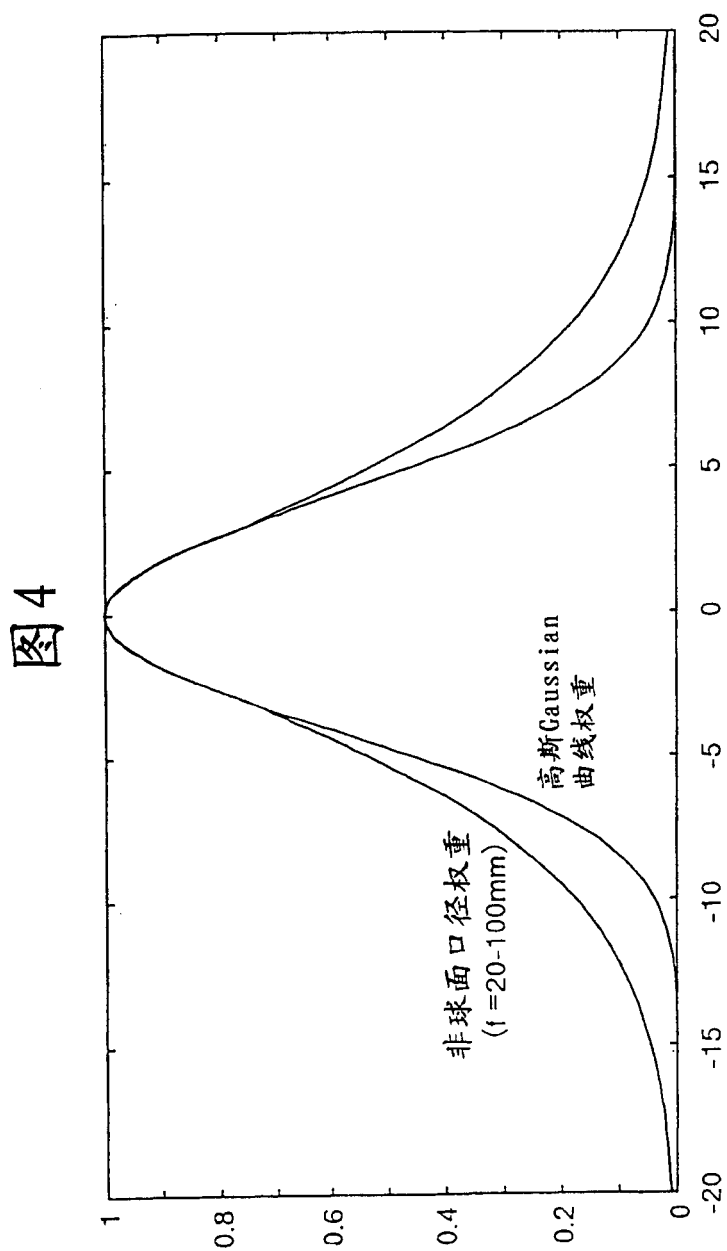


图5

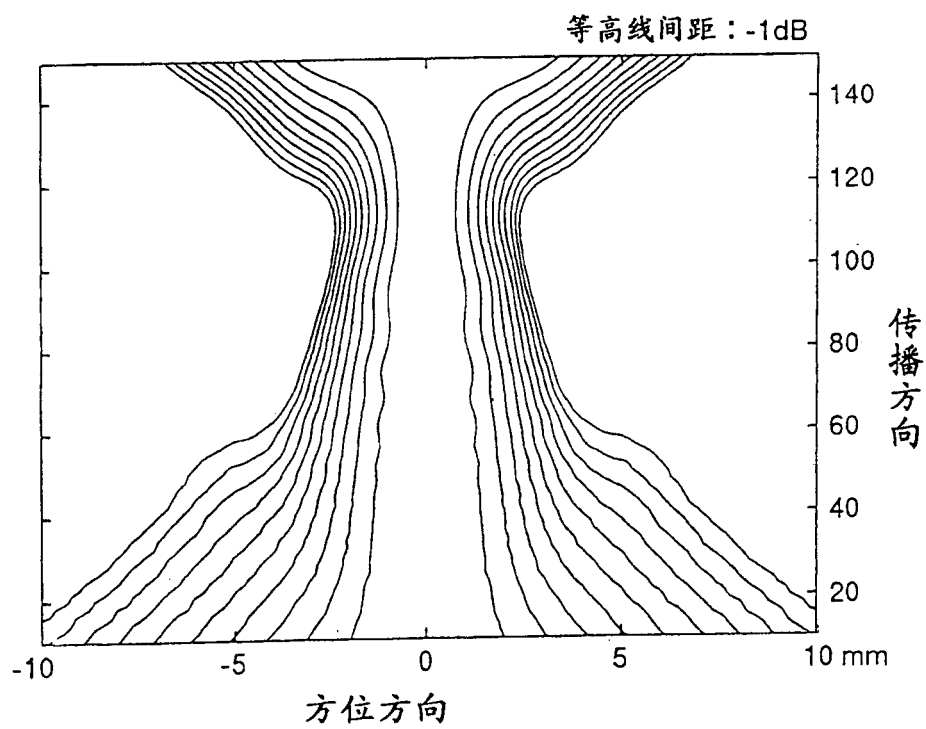


图6

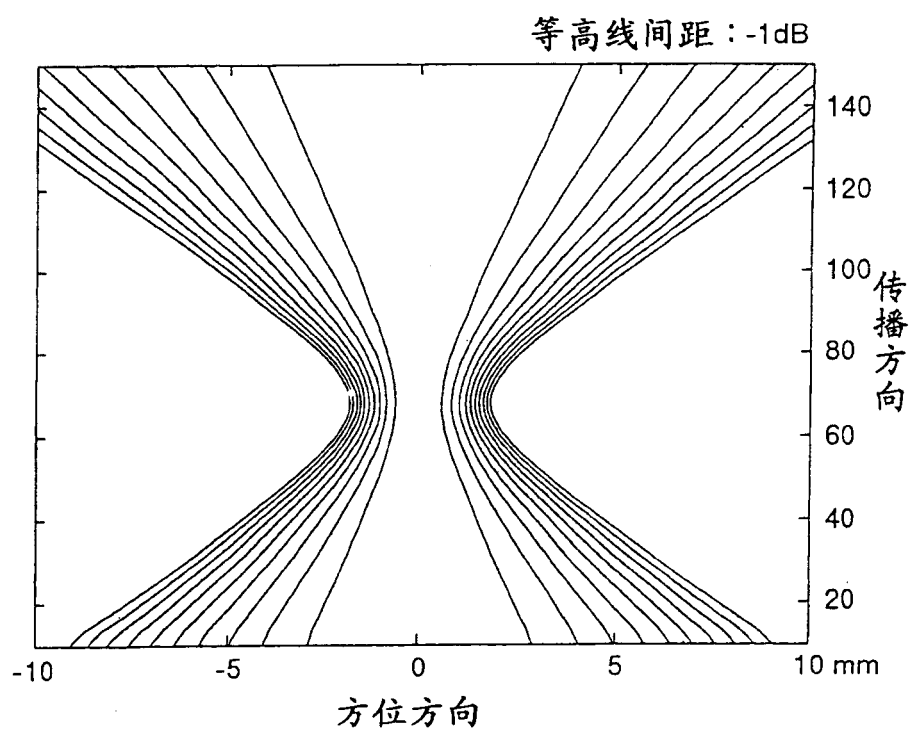


图7

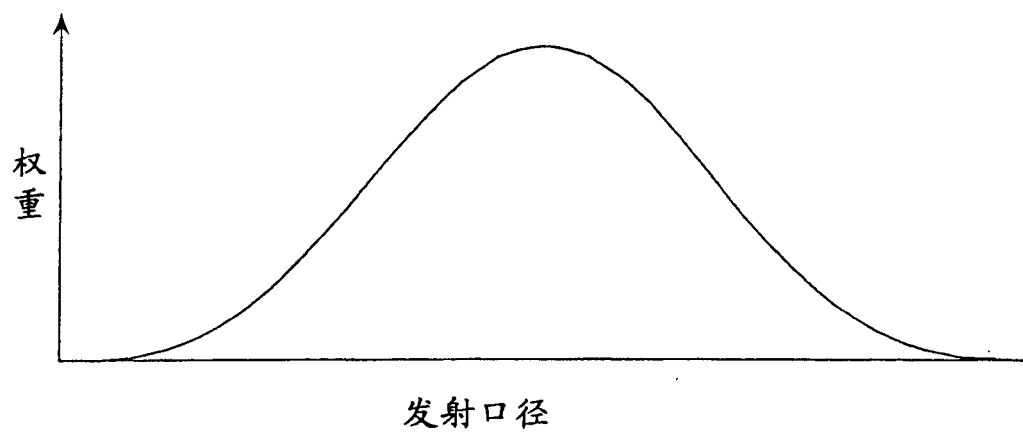


图 8

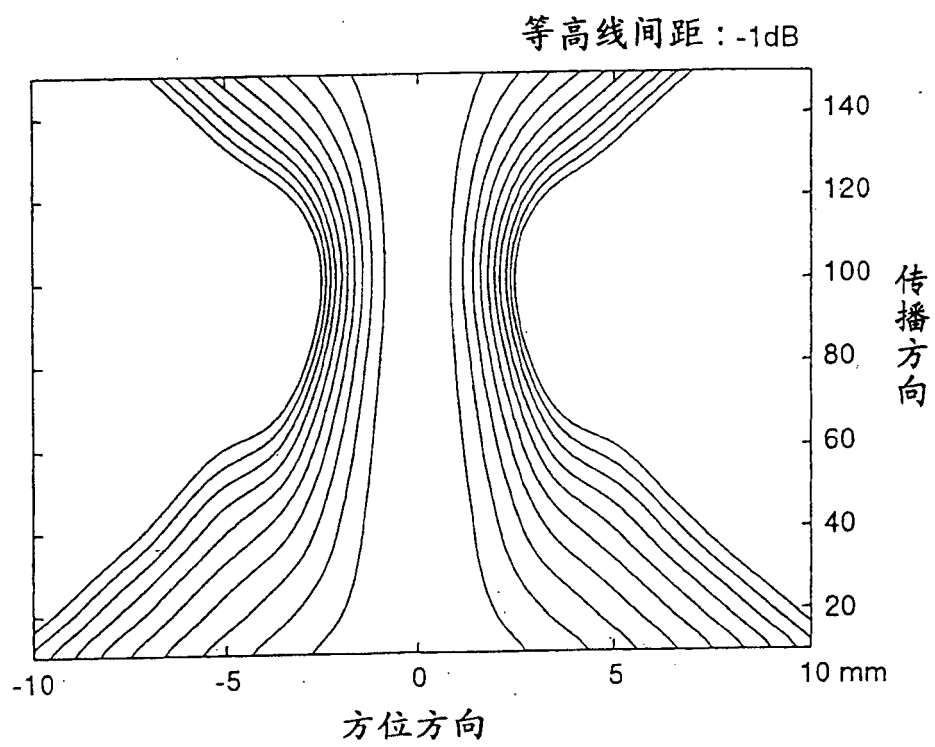


图9

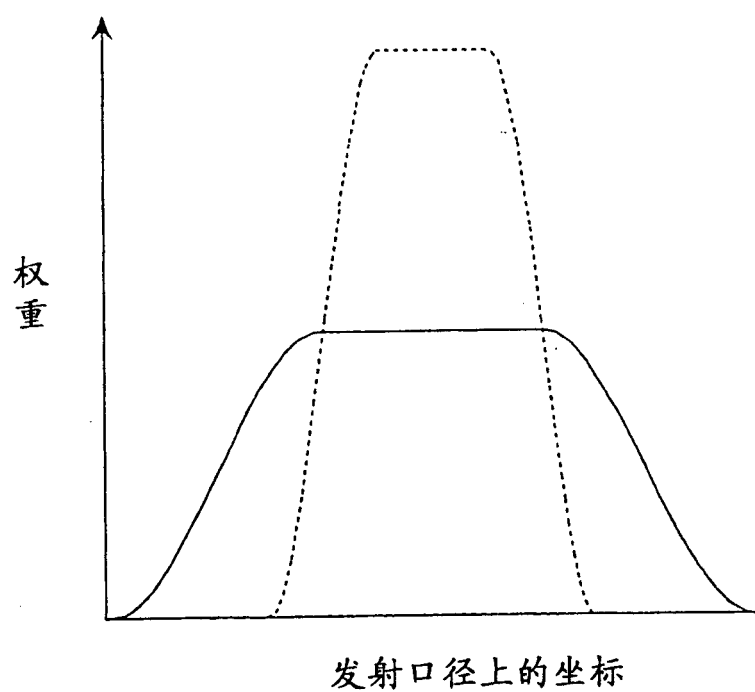
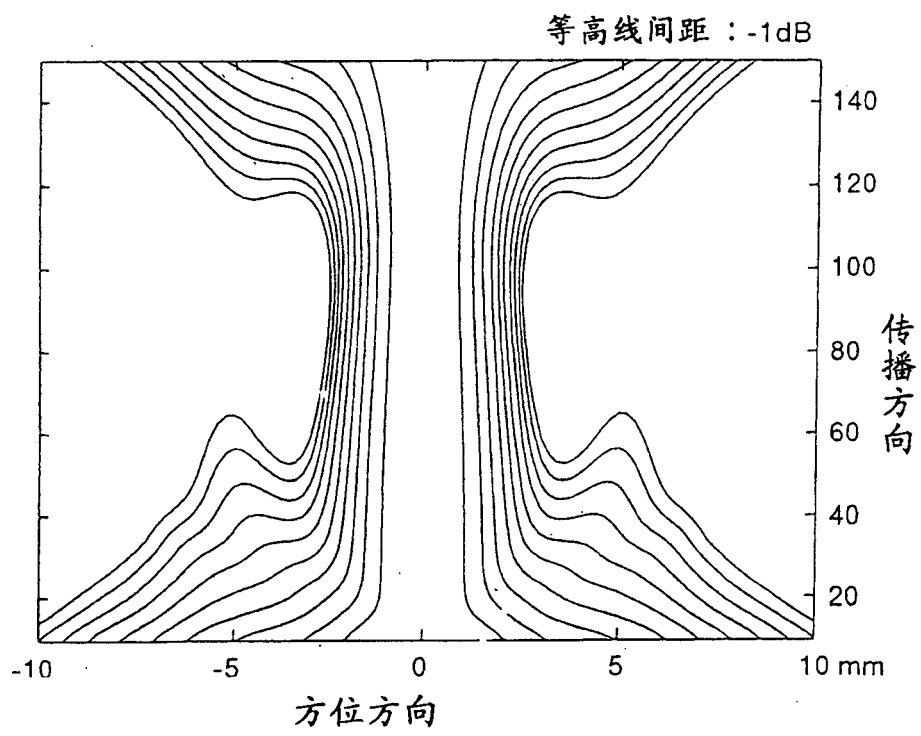


图10



专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1286432C</a>	公开(公告)日	2006-11-29
申请号	CN02814228.4	申请日	2002-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	梅村晋一郎 三和祐一 东隆 衫山隆司 栗原浩		
发明人	梅村晋一郎 三和祐一 东隆 衫山隆司 栗原浩		
IPC分类号	A61B8/00 G10K11/34 G01N29/26 G01S7/52		
CPC分类号	G01S15/8963 G01S7/52026 G10K11/346 G01S7/52038 A61B8/481 G01S7/5202 G01S7/52047		
代理人(译)	李德山		
优先权	2001378074 2001-12-12 JP		
其他公开文献	CN1529567A		
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，该超声波诊断装置在1次的超声波脉冲的发送中，可形成在超声波传播方向的较宽的范围内，具有宽度一致的主束的发射波束。于是，对于分别形成沿超声波传播方向，按照多个设定的发射波焦点的发射脉冲波，针对构成发射波口径的各元件，计算与各焦距相对应的多个发射延迟时间的加权平均值，将其作为延迟时间，进行实际的波的发送。计算作为求出延迟时间平均值时的加权，首先，选择与各发射波焦距相对应的发射有效口径宽度，计算实现它的发射波口径方向的权重，接着将其用于焦距方向。其结果是，所发送的波的波面的曲率在发射波口径中间部，接近较短的焦距的波面，而在周边部，接近较长的焦距的波面，形成非球面的波面。

