



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580039431.8

[45] 授权公告日 2009年12月30日

[11] 授权公告号 CN 100574707C

[22] 申请日 2005.7.15
 [21] 申请号 200580039431.8
 [30] 优先权
 [32] 2004.11.24 [33] JP [31] 338592/2004
 [86] 国际申请 PCT/JP2005/013153 2005.7.15
 [87] 国际公布 WO2006/057092 日 2006.6.1
 [85] 进入国家阶段日期 2007.5.17
 [73] 专利权人 株式会社日立医药
 地址 日本东京都
 [72] 发明人 梅村晋一郎 东 隆 三和祐一
 [56] 参考文献

Effect of Split – focus approach on producing
 largercogulation in swine liver. Kazuaki Sasaki,
 et al. Ultrasound in Medicine and Biology, Vol. 29
 No.4. 2003

审查员 伍新中

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 李贵亮

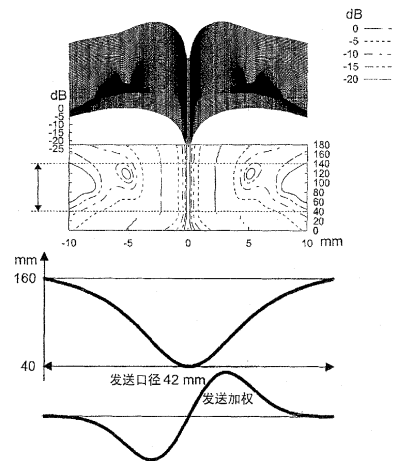
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波摄像装置

[57] 摘要

提供能形成可进行发送灵敏度相等的多波束收发的发送波束的超声波摄像技术。超声波摄像装置具备：从超声波元件阵列将超声波脉冲信号发送到被检测体的波发送机构；和接收由所述被检测体反射的超声波脉冲的波接收机构；并对所述被检测体内部进行摄像，所述波发送机构，按照具有沿方位方向发送强度实际上相等的多个峰值、各峰值的深度方向的轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述超声波元件阵列的发送口径发送到所述被检测体的方式构成。



1、一种超声波摄像装置，具有：波发送机构，从超声波元件阵列将超声波脉冲信号发送到被检测体；和波接收机构，接收由所述被检测体反射出的超声波脉冲；并且对所述被检测体内部进行摄像，其中，

所述波发送机构构成如下：将具有沿方位方向发送强度实质上相等的多个峰值且各峰值在深度方向的轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述超声波元件阵列的发送口径发送到所述被检测体。

2、根据权利要求1所述的超声波摄像装置，其特征在于，

所述波发送机构构成如下：形成通过所述超声波元件阵列的发送口径的加权而具有方位方向上发送强度实际上相等的多个峰值，通过对所述超声波元件阵列上的局部焦距进行控制而各峰值在深度方向的轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述发送口径发送到所述被检测体。

3、根据权利要求2所述的超声波摄像装置，其特征在于，

所述发送口径的加权以高斯函数为基础构成，所述局部焦距的控制以洛仑兹函数为基础构成。

4、根据权利要求1所述的超声波摄像装置，其特征在于，

所述波发送机构构成如下，使用延迟时间加权和振幅加权来发送所述超声波脉冲信号，所述延迟时间加权按照从所述发送口径发送的所述超声波脉冲信号的波面形成为非圆筒面状或非球面状的方式，控制用于驱动构成所述发送口径的各超声波元件的驱动信号的延迟时间，所述振幅加权按照在多个焦距的位置的每个焦点面上形成多个焦点的方式，控制用于驱动所述各超声波元件的驱动信号的带符号振幅。

5、根据权利要求4所述的超声波摄像装置，其特征在于，

从所述发送口径发送的所述超声波脉冲信号的波面被控制成所述发送口径的中央部的曲率大于所述中央部以外的部分的曲率。

6、根据权利要求1所述的超声波摄像装置，其特征在于，

各峰值在深度方向的轨迹实际上呈直线的所述超声波脉冲信号，在线性扫描时为平行的直线组，在扇形扫描时为在摄像范围的一端具有共同的

交点的放射状的直线组，在凸形扫描时为在摄像范围外具有共同的交点的放射状的直线组。

7、根据权利要求1所述的超声波摄像装置，其特征在于，

从所述超声波元件阵列的发送口径发送到所述被检测体的超声波脉冲信号，在所述超声波元件阵列为一维阵列时，对于一个发送波束形成沿方位方向发送强度实际上相等的4个收发波束，在所述超声波元件阵列为二维阵列时，对于一个发送波束可形成沿方位方向发送强度实际上相等的16个收发波束。

8、一种超声波摄像装置，具有：波发送机构，从超声波元件阵列将超声波脉冲信号发送到被检测体；和波接收机构，接收由所述被检测体反射的超声波脉冲；并且对所述被检测体内部进行摄像，其中，

所述波发送机构，形成通过所述超声波元件阵列的发送口径的加权而对于一个发送波束具有沿方位方向发送强度实际上相等的至少4个以上的峰值，通过对所述超声波元件阵列上的局部焦距进行控制而各峰值在深度方向的轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述发送口径发送到所述被检测体。

9、根据权利要求8所述的超声波摄像装置，其特征在于，

所述发送口径的加权以高斯函数为基础构成，所述局部焦距的控制以洛仑兹函数为基础构成。

10、根据权利要求8所述的超声波摄像装置，其特征在于，

各峰值在深度方向的轨迹实际上呈直线的所述超声波脉冲信号，在线性扫描时为平行的直线组，在扇形扫描时为在摄像范围的一端具有共同的交点的放射状的直线组，在凸形扫描时为在摄像范围外具有共同的交点的放射状的直线组。

超声波摄像装置

技术领域

本发明涉及通过将超声波向生物体等被检测体进行发送接收从而对其内部进行摄像的超声波摄像技术。

背景技术

基于用于向生物体发送并接收（即收发）脉冲状超声波从而对其内部进行摄像的脉冲回波法的超声波诊断装置、与 X 线 CT 或 MRI 同时被广泛应用于医疗诊断中。与 X 线 CT 或 MRI 等其他图像诊断形式不同的超声波诊断的最大的优点在于使实时图像显示变为可能的摄像速度的高速。也就是人视觉的时间分辨能力即按每 30ms 可更新图像的摄像速度的高速。进一步，以通过低速再生来诊断心脏的瓣膜的移动为目的，能实现按每 15ms 取得图像的时间分辨能力。

另一方面，基于脉冲回波的空间分辨能力中的深度方向的距离分辨能力通过超声波脉冲在反射物之间往复所需的时间的分辨能力来取得的。生物体中的超声波的传播速度在水中大致相等为 1500m/s，因此若超声波频率为数 MHz 以上，则通过 $1\mu\text{s}$ 程度的时间分辨能力就容易得到 1mm 左右的距离分辨能力。

另一方面，与此正交的方向的空间分辨能力即方位分辨能力通过对发送或接收波进行聚焦而得到。为了得到超声波波长的数倍以下的方位分辨能力，而需要 F 数大致接近 1 的较强聚焦。其结果摄像机时的相当于视场深度的焦域深度变小为数波长。这相当于超声波的往复传播时间大致 $1\mu\text{s}$ ，随着近年来的高速电子电路技术的显著进步，超声波在该距离中传播间可使接收焦距变化。这就是所谓的动态聚焦技术（例如，参照专利文献 1）。

根据上述的实时接收的动态聚焦技术，关于接收，能实现始终对焦的

摄像，但是发送聚焦的问题仅仅通过电子电路的高速化是无法解决的。

发送聚焦中，需要形成物理学上的波面。为了使用以方位分辨能力为优先且使 F 数大致接近 1 的较强的聚焦，需要以每摄像面 1mm^2 一次左右的方式的多次的发送。由于不能进行实时摄像，因此目前的超声波诊断装置中，将方位分辨能力在某程度上作出牺牲，进行聚焦不太准的较大 F 数的发送。由此，采用一个发送波束 (beam) 的传播区域的摄像基本上通过一次的发送来进行的构成，从而确保摄像速度。在这样的构成中，基于接收聚焦的方位分辨能力远比基于发送聚焦的方位分辨能力高。因而，如图 1 所示，若对于 1 个发送波束，形成 2 个收发波束，则能够实现 2 倍高的摄像速度。

进一步，为了实现对 1 个发送波束分配 1 个接收波束时的 4 倍摄像速度，如图 2 所示，考虑对 1 个发送波束分配 4 个接收波束的尝试。图 1 的构成中，2 个接收波束的灵敏度相等，相对于此，图 2 的构成中，接近发送波束的中央的 2 个接收波束和远离中央的 2 个接收波束的灵敏度之间产生差距。若与图像显示动态范围相比在收发 S/N 比中还有余裕，则通过调整接收灵敏度，可使两者的收发灵敏度相等。

但是，如生物体深部摄像时那样在收发 S/N 比中没有余裕且噪音可被图像显示出的条件下，收发灵敏度之差就显示在图像上。也就是，存在以下问题，即远离发送波束的中央的 2 个接收波束的噪音电平比接近中央的 2 个接收波束要高，图像整体上噪音显示呈条纹状。

专利文献 1：新超声波医学、第一卷、医用超声波的基础、2000 年 5 月 15 日、第 40~41 页。

发明内容

本发明是鉴于上述问题而提出的，本发明的目的在于，提供一种可形成能够进行收发灵敏度相等的多波束收发的发送波束的超声波摄像技术。

作为可形成收发灵敏度相等的 4 个接收波束的发送波束，如图 3 (a) 所示，考虑形成具有 2 个波瓣 (lobe) 的发送波束的方法。这种发送波束形成方法作为飞跃提高聚焦超声波治疗的处理量的居中调焦 (split focus) 方式被公知 (参考文献：Ultrasound in Medicine and Biology, vol.29, No.4,

pp.591—599)。该方式中，通过将发送口径分割为 2 个，并且向各个口径供给由使相位反相所得到的正负相反符号的发送信号，来分别驱动分割口径。由此，在焦点面上形成关于图 3 (b) 所示的中心轴成点对称的正负的音压分布，并且作为超声波强度分布形成关于图 3 (a) 所示的中心轴呈线对称的 2 个波瓣。

但是，即使直接采用该方式也无法解决上述问题。即，在距探头一定距离的各深度中对于发送灵敏度相等的 4 个点，如果求出改变距探头的距离时的轨迹，则如图 4 的等高线图中由实线所示那样，在焦距附近变细的 X 字形状的曲线变成 2 重 (twin) 形状。对于有效地扫描并摄像一定的二维或三维区域的目的而言，上述的变细的曲线状的扫描线组极其不适合。即，这样的发送声场虽然在只要是发送焦距附近就将等发送灵敏度的收发点沿方位方向同时形成 4 个点的目的下可进行使用，但是对于摄像目的深度整体进行扫描而言，无法形成适合它的直线状的等发送灵敏度的收发波束，因此极其不适合。

另一方面，作为形成波束宽度不依赖于距探头的距离而大致一定的发送波束的方法，公知的有：按照在利用一维阵列形成非圆筒面或非球面形状的发波面之际使发送波束宽度大致一定的方式，对发送波面进行最优化的方法 (参考文献: Proceedings of 2002 IEEE Ultrasonics Symposium, vol.2, pp.1721—1724)。这是通过以下的控制来实现的方法：将发送口径上的局部焦距按照在发送口径中央部变短而在发送口径端部变长的方式进行设定，并且使其长度逐渐变化，换言之，从发送口径发送的所述超声波脉冲信号的波面按照发送口径的中央部的曲率比中央部以外的部分的曲率要大的方式进行控制。

使局部焦距在发送口径上逐渐变化的方法可各种各样，以下示出了一例。将发送波束宽度从距探头的近焦距 f_0 至远焦距 f_1 为止设定得大致一定。此时，在发送口径上的坐标由距发送口径上中央的距离被至口径的一端为止的距离正规化后的值 X 表示之际，按照相对于 x 的局部焦距 $f(x)$ 以公式 1 那样的洛仑兹共振型的函数变化的方式进行控制。

公式 1:

$$f(x) = f_1 - \left(\frac{1+\alpha}{1+\alpha x^2} - 1 \right) \frac{f_1 - f_0}{\alpha} \quad (1)$$

图 5 示出了在近焦距 $f_0=40\text{mm}$ 、远焦距 $f_1=160\text{mm}$ 时 $f(x)$ 和由此形成的超声波频率 3MHz 的发送声场。另外，同时示出了附加在发送口径上的高斯函数型的加权。在传播方向较宽的范围内形成有宽度一样的主波瓣。但是，即使宽度在深度方向一样，一个深度中的波束的剖面如图 2 所示，等发送灵敏度的点只能得到 2 点。从而，仅仅直接采用这样的方式是无法解决上述问题。

在此，为了达成上述目的，本发明中通过发展有关的方式，并且采用居中调焦方式的技术，可将发送灵敏度相等且适合于摄像扫描线的直线状的收发波束，在基于一维传感器（transducer）阵列的二维摄像时同时形成 4 条，而在基于二维传感器阵列的三维摄像时同时形成 16 条。在此，所谓摄像扫描线，是在线性扫描时为平行的直线组，在凸形扫描时为在摄像范围外具有共同的交点的放射状的直线组，在扇形扫描时为在摄像范围的一端具有共同的交点的放射状的直线组。

以下，列举基于本发明的超声波摄像装置的代表构成例。

(1) 一种超声波摄像装置，具有：波发送机构，从超声波元件阵列将超声波脉冲信号发送到被检测体；和波接收机构，接收由所述被检测体反射的超声波脉冲；并且对所述被检测体内部进行摄像，其中，所述波发送机构构成如下：将具有沿方位方向发送强度实际上相等的多个峰值且各峰值在深度方向的轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述超声波元件阵列的发送口径发送到所述被检测体。

(2) 一种超声波摄像装置，具有：波发送机构，从超声波元件阵列将超声波脉冲信号发送到被检测体；和波接收机构，接收由所述被检测体所反射出的超声波脉冲；并且对所述被检测体内部进行摄像，其中，所述波发送机构，形成通过所述超声波元件阵列的发送口径的加权而对于一个发送波束具有沿方位方向发送强度实际上相等的至少 4 个以上的峰值，通过对所述超声波元件阵列上的局部焦距进行控制而各峰值在深度方向的

轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述发送口径发送到所述被检测体。

(3) 所述构成的超声波摄像装置中，所述波发送机构构成如下：通过所述超声波元件阵列的发送口径的加权并且通过对所述超声波元件阵列上的局部焦距进行控制，形成具有沿方位方向发送强度实际上相等的多个峰值并且各峰值在深度方向的轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述发送口径发送到所述被检测体。

(4) 所述构成的超声波摄像装置中，所述波发送机构构成如下：使用延迟时间加权和振幅加权来发送以下的超声波脉冲信号，所述延迟时间加权按照从所述发送口径发送的所述超声波脉冲信号的波面形成非圆筒面状或非球面状的方式，控制用于驱动构成所述发送口径的各超声波元件的驱动信号的延迟时间，所述振幅加权按照在多个焦距的位置的每个焦点面上形成多个焦点的方式，控制用于驱动所述各超声波元件的驱动信号的带符号振幅。

对于聚焦在通常的一个点上的超声波声场，与焦点面上的声场容易求出相比，从焦点面偏移的场所的声场的分析并不容易，但是基于本发明的声场并不具有单纯的一个焦距，因此其分析在全部的场所中比较困难。因而，后述的实施例中，以下参照附图详述由数值计算求出声场，且由本发明可形成适于目的发送声场。

根据本发明，能够实现可形成能够进行收发灵敏度相等的多波束收发的发送波束的超声波诊断装置。

附图说明

图 1 是表示以往的发送波束和 2 条收发波束的位置关系的图；

图 2 是表示以往的发送波束和 4 条收发波束的位置关系的图；

图 3 是表示居中调焦技术相关的发送波束和 4 条收发波束的位置关系的图；

图 4 是表示居中调焦技术相关的发送波束的超声波强度分布的图；

图 5 是表示非圆筒面聚焦技术相关的发送波束的超声波强度分布的图；

图 6 是表示本发明的一实施例的超声波诊断装置的构成的框图；

图 7 是表示本发明相关的线性扫描用发送波束的超声波强度分布（包含发送口径加权和局部焦距）的图；

图 8 是表示本发明的扇形扫描用发送波束的超声波强度分布（包含发送口径加权和局部焦距）的图；

图 9 是表示在使用基于本发明的二维阵列传感器进行三维摄像时的、扇形扫描用发送波束的距离 80mm 的超声波强度分布的图；

图 10 是表示在使用基于本发明的二维阵列传感器进行三维摄像时的、扇形扫描用发送波束的对角线剖面的传播距离方向的超声波强度分布的图；

图 11 是表示在使用基于本发明的二维阵列传感器进行三维摄像时所形成的 4 个波瓣和 16 个等发送灵敏度收发波束的位置关系的图。

1—超声波传感器阵列；2—元件选择切换开关组；3—发送波束成形器；4—发送聚焦延迟/加权数据选择部；5—发送聚焦延迟/加权数据存储部；10—接收波束成形器；11—滤波器；12—包络线信号检测器；13—扫描变换器；14—显示器。

具体实施方式

图 6 是表示在以脉冲回波法为基础的超声波诊断装置上适用本发明后的装置的典型的构成的框图。

利用收发顺序控制部 6，对发送适合高速摄像的发送灵敏度相等的多个发送波束或发送仅在特定的焦距附近具有良好的分辨能力和 S/N 比的发送波束进行选择。基于该选择，由发送聚焦延迟/加权数据选择部 4 将对应的发送聚焦延迟数据和波形加权数据从发送聚焦延迟/加权数据存储部 5 中选择出。

在发送聚焦延迟/加权数据存储部 5 中预先记录有例如三维线性扫描用（5-1）、三维扇形扫描用（5-2）、二维线性扫描用（5-3）、二维扇形扫描用（5-4）等的发送聚焦延迟/加权数据，其中的一组数据由发送聚焦延迟/加权数据选择部 4 选择。

发送波束成形器 3（former）基于该数据，在对赋予与发送波形对应

的带符号振幅的发送波信号进行控制的定时，向从构成超声波传感器（超声波探头）1的元件组由元件选择切换开关组2选择的各元件进行供给，并且对这些元件进行驱动。由此具有定向性的发送波面被发送到生物体内。

由此从超声波探头1发送到生物体的发送超声波脉冲由生物体组织反射，其一部分再次回到超声波探头1且由构成超声波探头的各元件接收。各接收信号中由元件选择切换开关组2选择的元件的各信号被输入到接收波束成形器10。

接收波束成形器10中，将来自各元件的输入信号通过前置放大器进行放大后，进行A/D变换，一旦储存到存储器中。详细而言，一般在前置放大器之后，通过以随着来自发送的经过时间而其放大率递增的方式进行控制的TGC放大器之后，进行A/D变换。这是以下的处理：即对应生物体中传播的超声波大致与传播距离成比例地衰减，而对接收信号的振幅大致与来自发送的经过时间成比例地减少进行补偿，从而将A/D变换器入口中的信号振幅的大小保持在一定的范围内。由此防止A/D变换的振幅量子化所引起的信号动态范围的下降。进一步，除此之外，周知的是在A/D变换之前通过频带限制滤波器，能防止A/D变换的时间轴量子化所引起的混淆（aliasing）现象的产生。

为了得到接收波定向性，需要暂时对储存在存储器中的各元件的接收波信号赋予各元件的位置所对应的一种延迟之后相互相加而得到收敛效果。应赋予各元件的信号的延迟时间的最佳值随接收波焦距变化。另外，用于得到良好的脉冲回波像的接收波焦距的最佳值与来自发送的经过时间和声速成比例地变长。从而，优选利用使赋予各元件的信号的延迟时间随着来自发送的经过时间变化的动态聚焦接收方式。该方式若是将各元件的接收波信号一旦写入存储器之后再次读出而相互相加的构成，则通过读出时或写入时的控制就能比较容易实现。

接收波束成形器10的输出信号通过滤波器11之后，由包络线信号检测器12检测包络线信号，对它进行对数压缩而使其成为显示信号。将其由扫描变换器13变换为二维像或根据情况变换为三维像，由CRT或根据情况由基于液晶的显示器14显示。

以下示出了使用本构成的超声波诊断装置而形成的本发明的发送声场的例子。

图7是使用一维阵列传感器所形成的线性扫描用的发送声场。本例子中，发送口径加权如图所示使用高斯函数一次微分后的形式的加权。该加权函数 $w(x)$ 相对阵列上坐标 x 除以规格化定数，表示为以下公式。

公式 2:

$$w(x) = x \exp(-\beta x^2) \quad (2)$$

为了形成非圆筒面状的发送波面，局部焦距如图所示，与图5的情况相同，在发送口径中央部设为40mm，向口径端逐渐伸展为洛仑兹共振（Lorentz resonance）函数型，在发送口径两端为160mm。焦距在本例中以（1）式所示的洛仑兹函数的形式变化。

对决定发送口径加权的扩散的微分高斯函数的参数 β 和决定局部焦距的变化的倾向的洛仑兹共振函数的参数 α 的组合进行调谐，如图中虚线所示那样，在从距离40mm~140mm的范围内能形成与线性扫描的扫描线平行的两个波瓣。如图3中所说明那样，能得到发送灵敏度相等的4条收发扫描线。

图8是利用一维阵列传感器所形成的扇形扫描用的发送声场。发送口径加权和局部焦距如图所示，与图7的情况相同，分别以微分高斯函数和洛仑兹共振函数状变化。对决定发送口径加权的扩散的微分高斯函数的参数 β 和决定局部焦距的变化的倾向的洛仑兹共振函数的参数 α 的组合进行调谐，如图中虚线所示那样，在从距离50mm~180mm的范围内能形成与扇形扫描的扫描线平行的、呈一定角度的两个波瓣。由此能得到发送灵敏度相等的4条收发扫描线。

此外，虽然在此省略，但是凸形扫描的扫描线排列位于线性扫描和扇形扫描的中间，因此通过对发送口径加权和局部焦距进行调谐，必然形成具有与凸形扫描的扫描线平行的波瓣的发送波束。另外，上述的实施例中，按照发送口径的加权以高斯函数为基础而所述局部焦距的控制以洛仑兹函数为基础的方式分别进行构成，当然本发明并不限于此。

图 9 及图 10 是利用二维阵列传感器所形成的扇形扫描用的发送声场。对发送口径加权而言，其思维方法与图 7 及图 8 的情况基本上相同，但是使用了采取高斯函数一次微分后的形式的加权之积的形式的函数。该加权函数 $w(x, y)$ 在阵列上的坐标设为 x 及 y 时除以规格化定数，而表示为以下公式。

公式 3:

$$w(x, y) = x y \exp(-\beta_1 x^2 - \beta_2 y^2) \quad (3)$$

局部焦距也与图 7 及图 8 相同，以洛仑兹共振函数的形式变化。该函数作为阵列上的坐标 x 及 y 的函数表示为以下公式。

公式 4:

$$f(x, y) = f_1 - \left(\frac{1 + \alpha_1 + \alpha_2}{1 + \alpha_1 x^2 + \alpha_2 y^2} - 1 \right) \frac{f_1 - f_0}{\alpha_1 + \alpha_2} \quad (4)$$

通过对决定发送口径加权的扩散的微分高斯函数的参数 β_1 、 β_2 和决定局部焦距的变化的倾向的洛仑兹共振函数的参数 α_1 、 α_2 的组合进行调谐，由数值计算模拟确认在从距离 50mm~180mm 的范围内能形成与扇形扫描的扫描线平行的呈一定角度的四个波瓣。很难由二维图表示三维声场，因此在此省略。

图 9 表示在使用二维阵列传感器进行三维摄像时的、扇形扫描用发送波束的距离 80mm 的 4 条波瓣的超声波强度分布。另外，图 10 表示对于该扇形扫描用发送波束的对角线方向的剖面，将传播距离方向的超声波强度分布作为距离的函数的情况。

图 11 是表示在使用二维阵列传感器进行三维摄像时所形成的 4 条波瓣和 16 条等发送灵敏度收发波束的位置关系的图。由此，若能形成 4 条波瓣，则如图 11 的发送灵敏度等高线图上所示，能得到发送灵敏度实际上相等的 16 条扇形扫描用的扫描线。这样的可进行等发送灵敏度多波束收发的发送波束特别适合于尤其要求摄像的高速性的心脏等的三维超声

波摄像中。

如上所述，根据本发明，在使用一维阵列探头的二维摄像中，能形成对于一个发送波束可形成发送灵敏度相等的4个收发波束的发送波束，进一步在使用二维阵列探头的三维摄像中，形成对于一个发送波束可形成收发灵敏度相等的16个收发波束的发送波束，由此能取得三维摄像所要求的高速图像数据。

产业上的可利用性

基于本发明的超声波摄像技术，不仅维持高画质并且能进一步强调超声波摄像的优点即高速性，特别是极其适用于要求高速性的心脏等的三维摄像中。从而，本发明在医疗及工业上的意义极大。

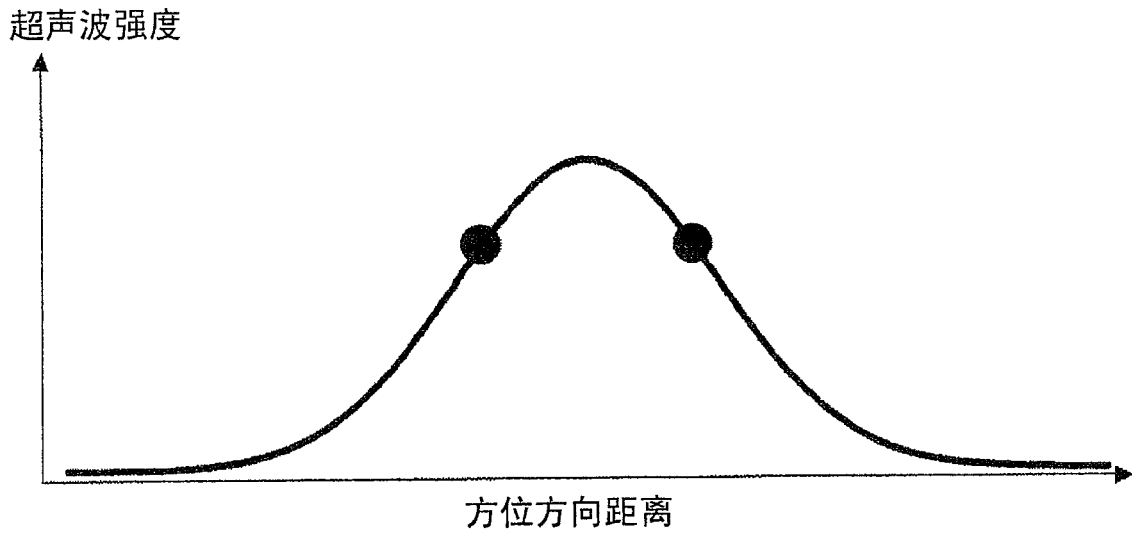


图 1

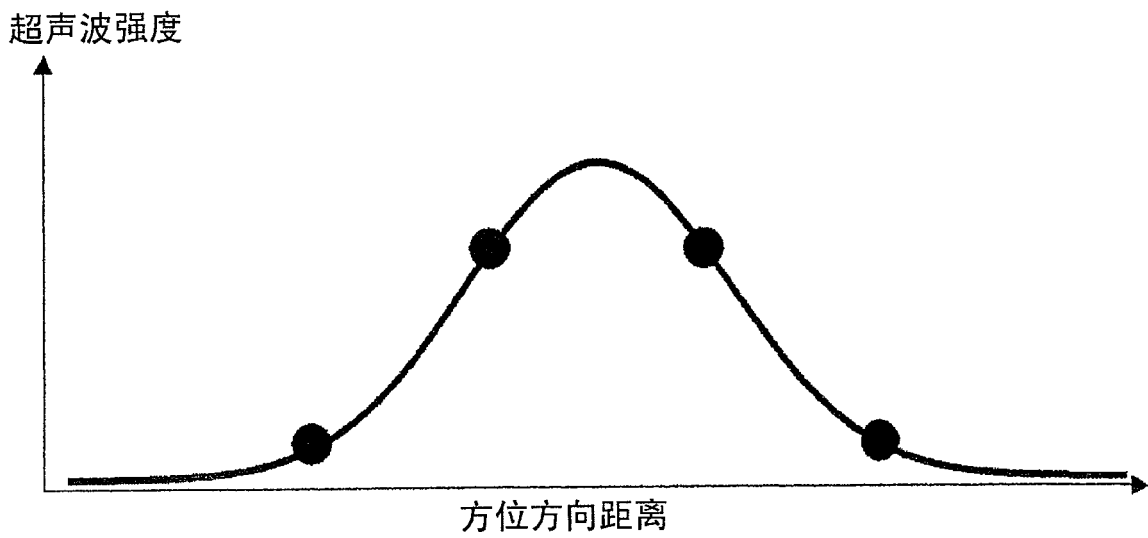


图 2

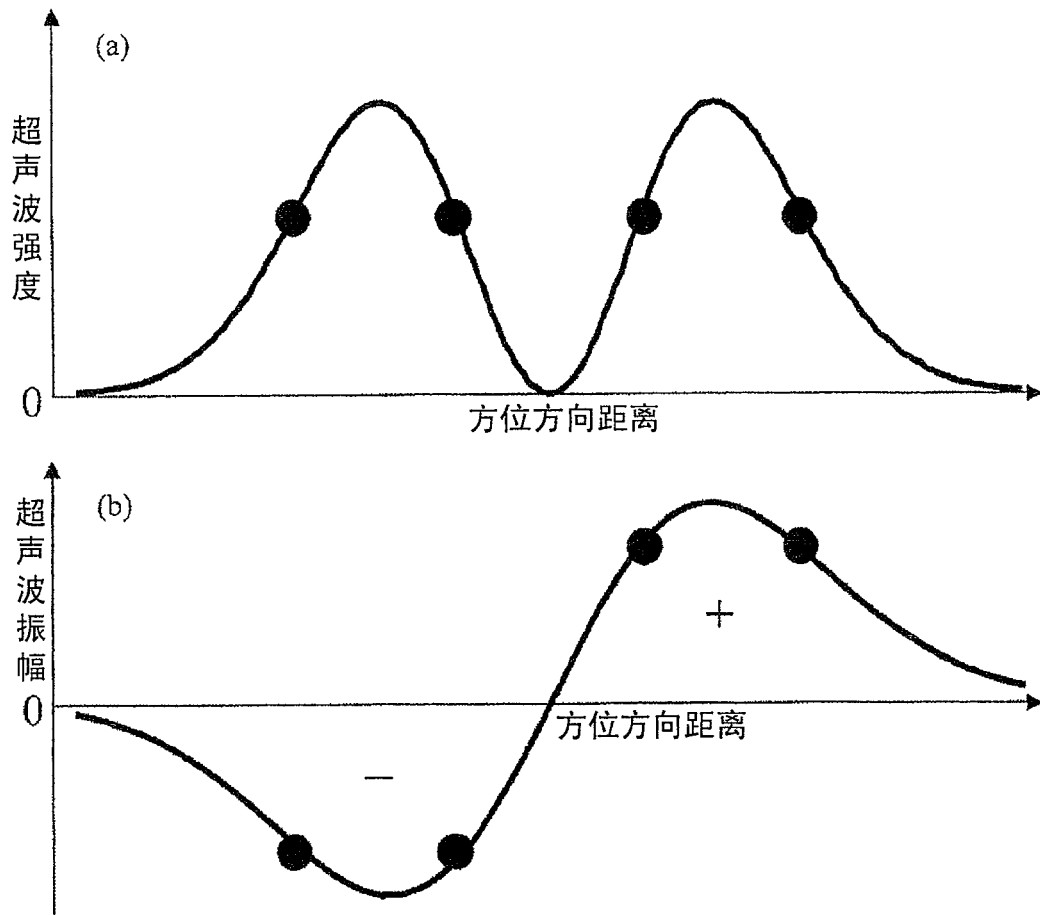


图 3

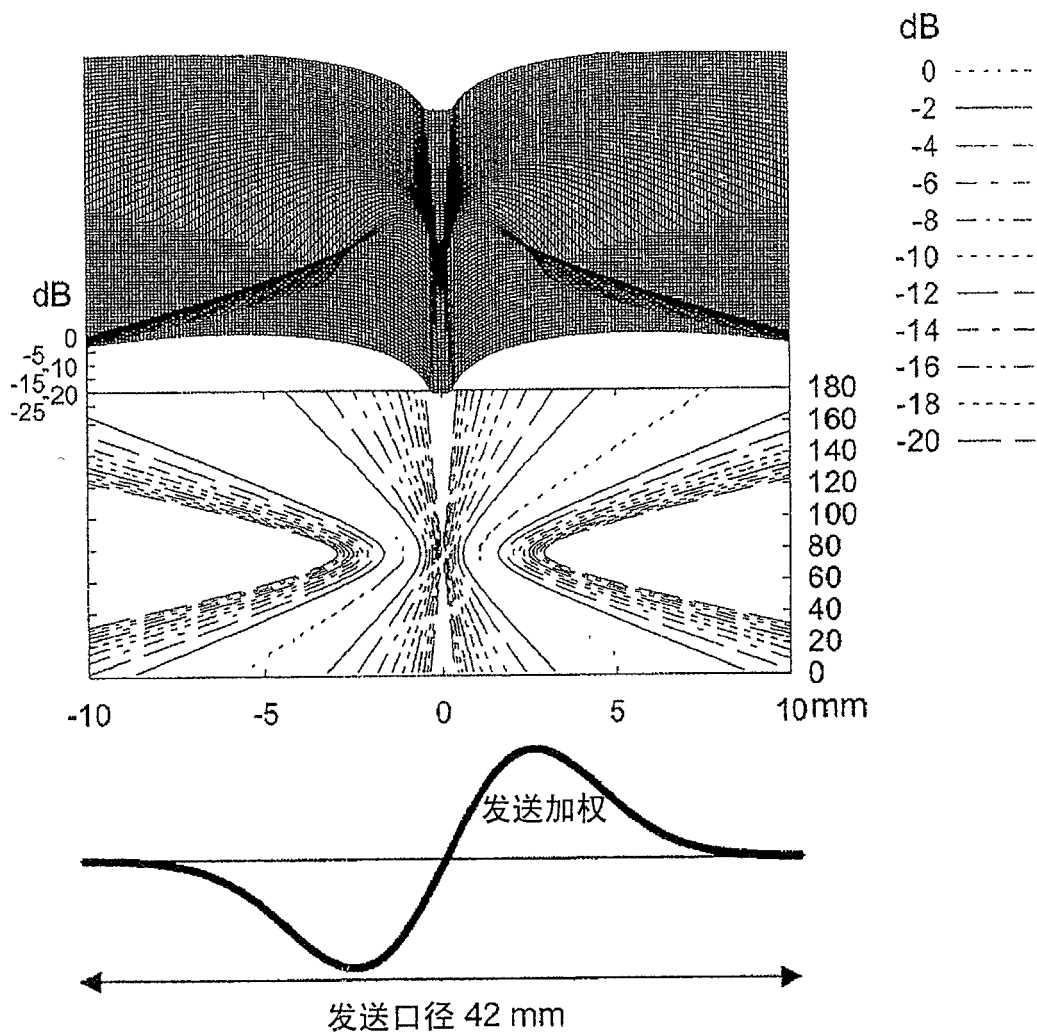


图 4

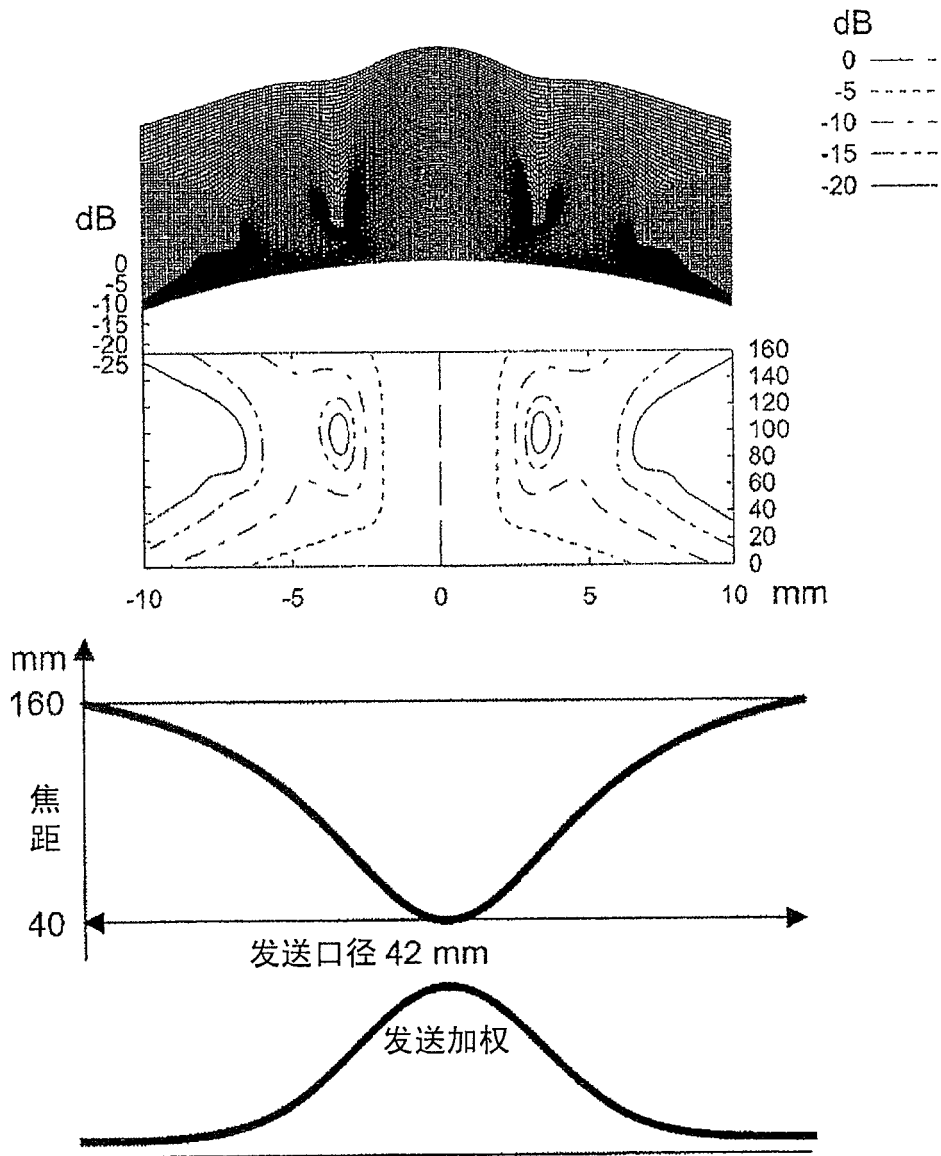


图 5

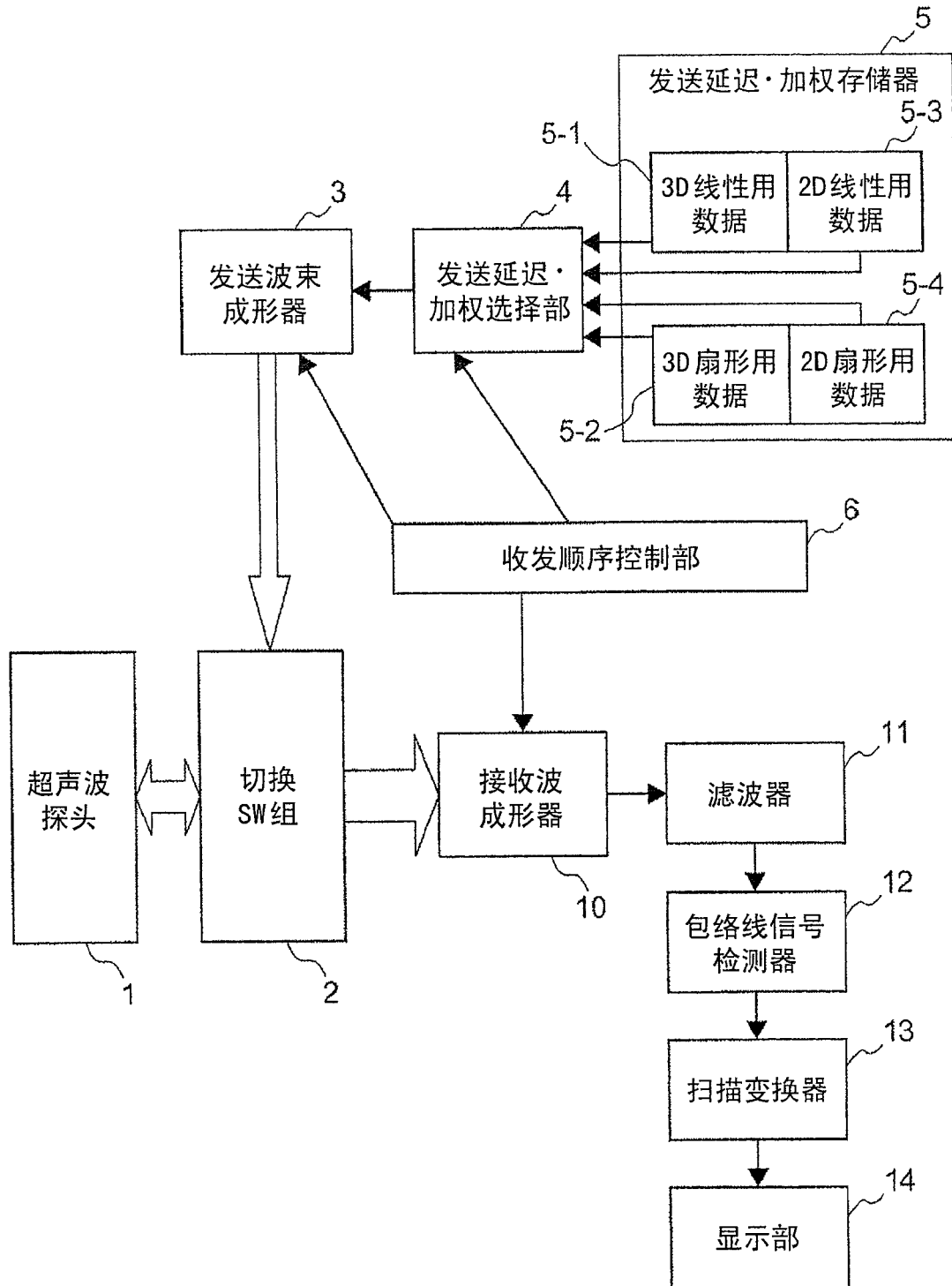


图 6

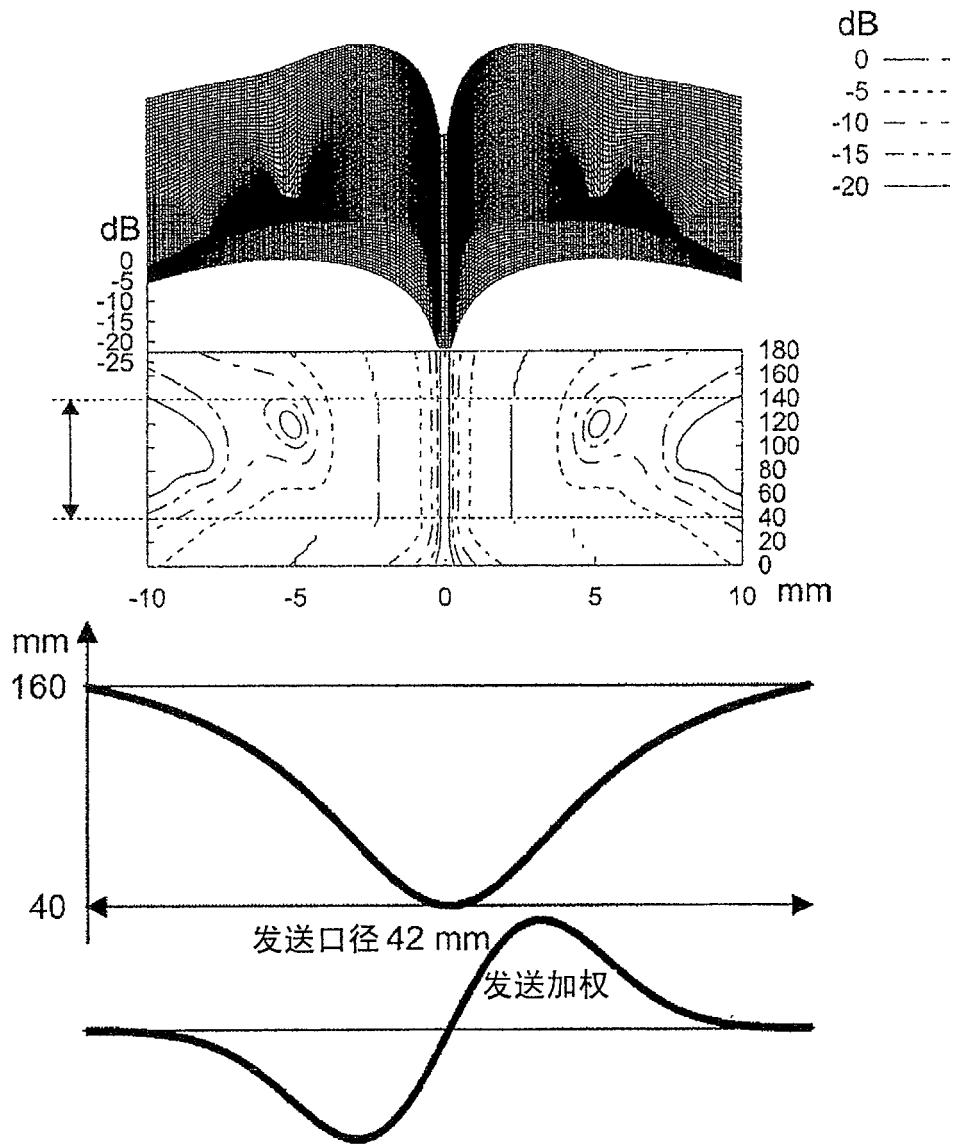


图 7

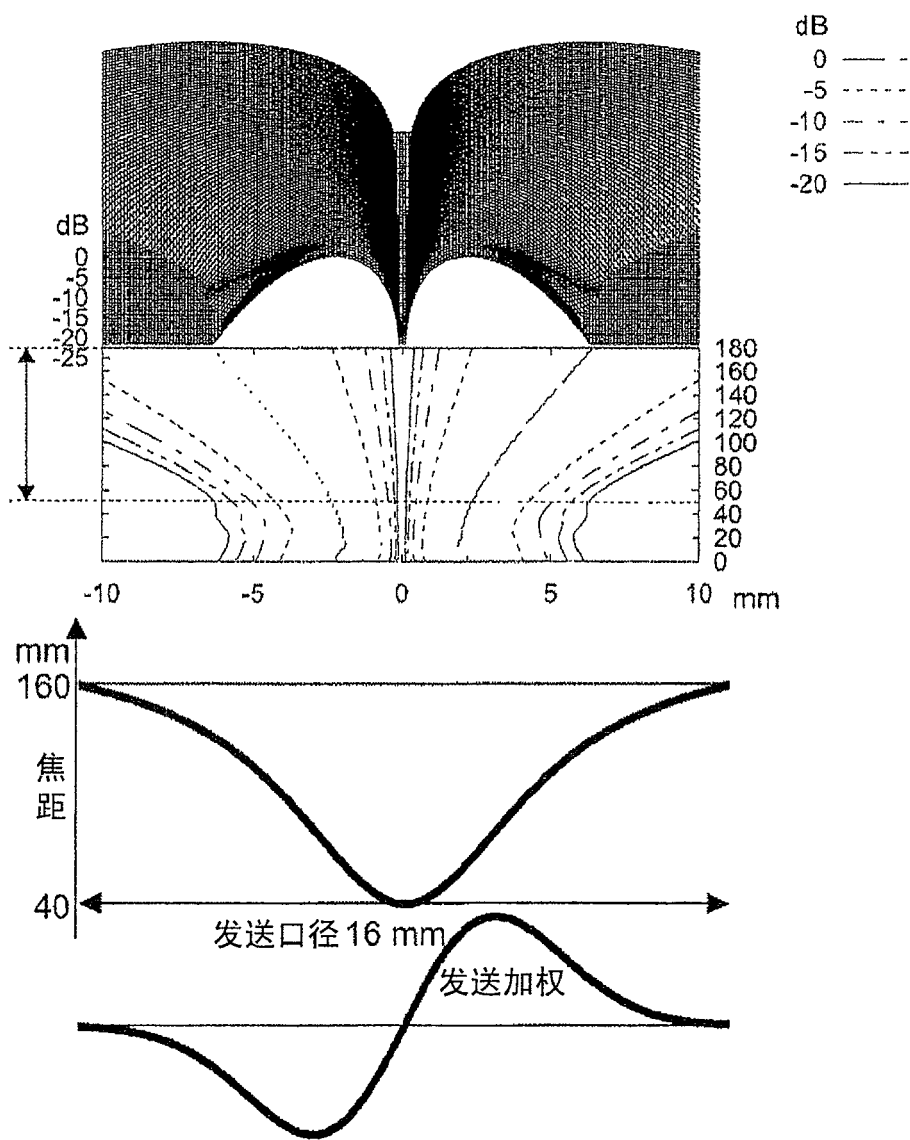


图 8

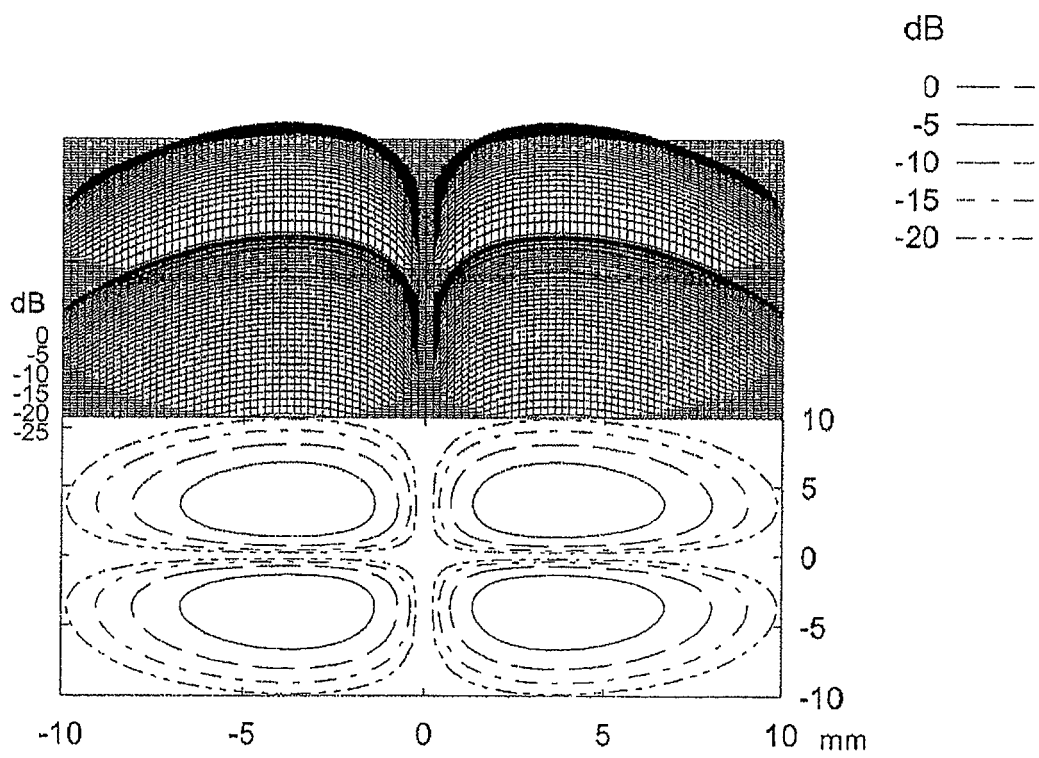


图 9

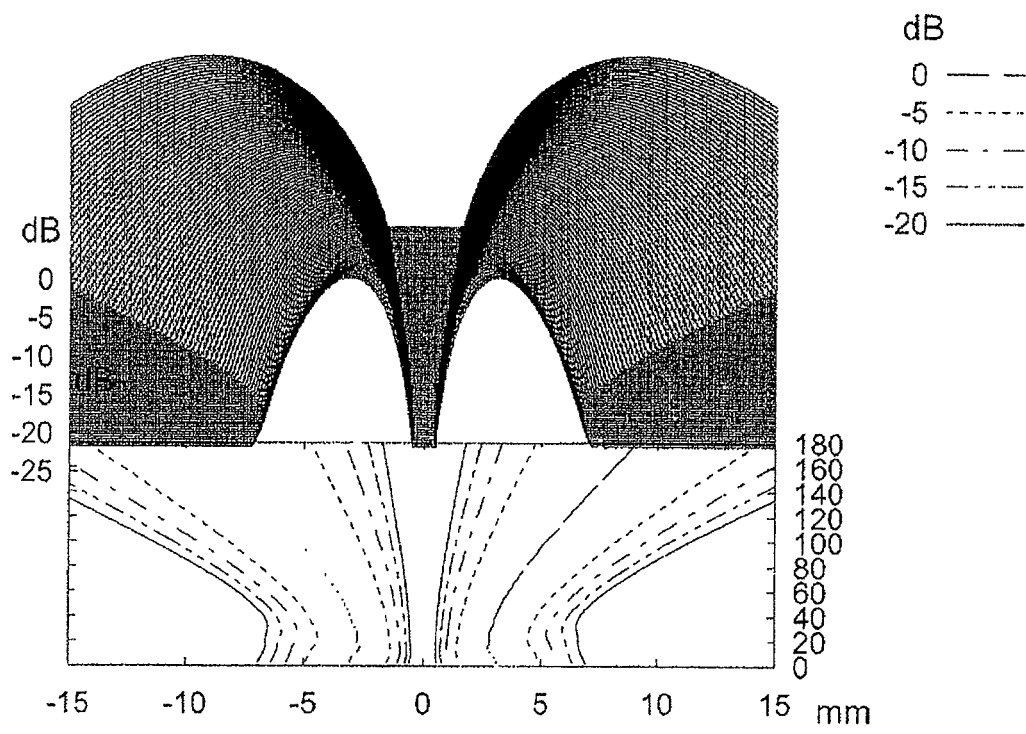


图 10

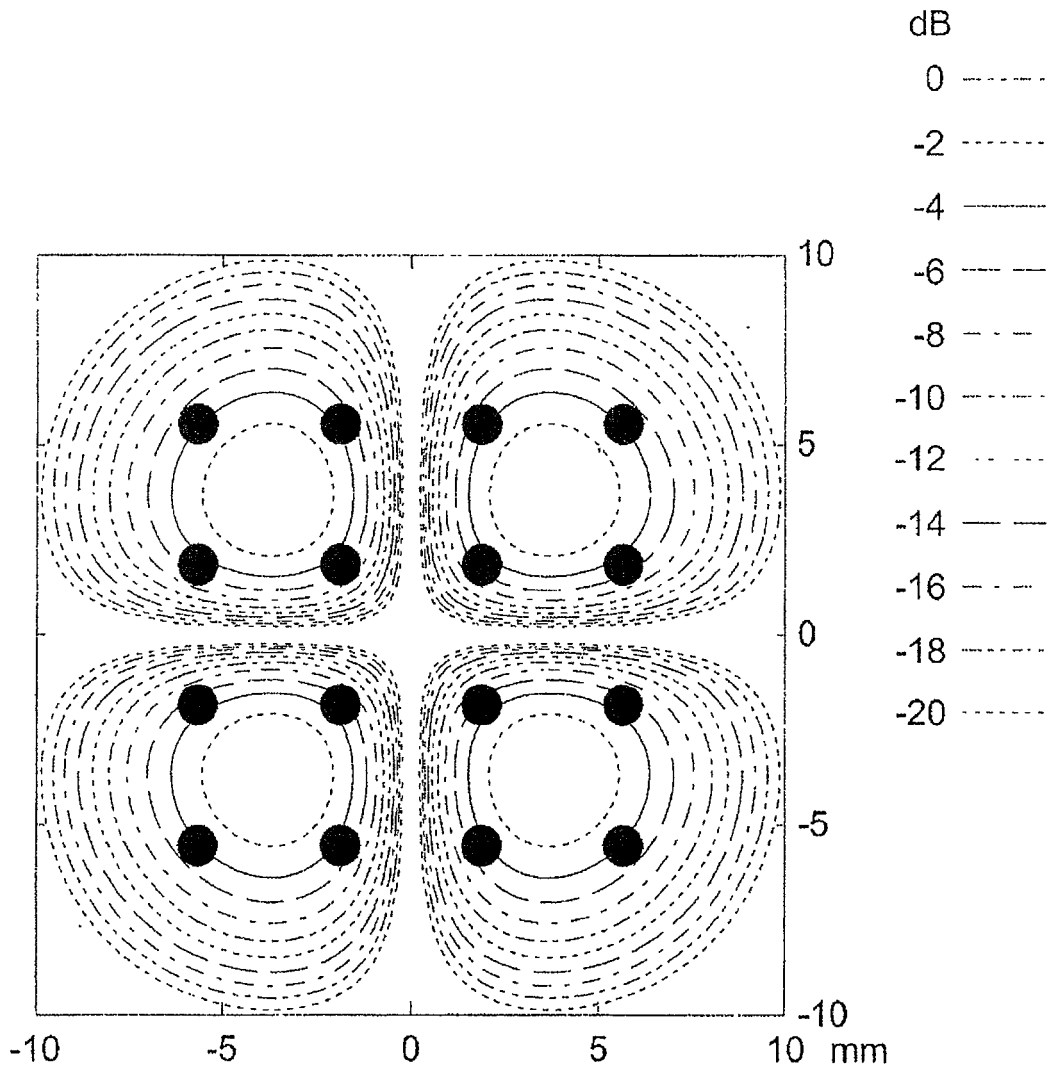


图 11

专利名称(译)	超声波摄像装置		
公开(公告)号	CN100574707C	公开(公告)日	2009-12-30
申请号	CN200580039431.8	申请日	2005-07-15
[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 东隆 三和祐一		
发明人	梅村晋一郎 东隆 三和祐一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5209 G01S7/52095 G01S7/5202 G01S7/52046 G01S15/8993 A61B8/483		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2004338592 2004-11-24 JP		
其他公开文献	CN101060812A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供能形成可进行发送灵敏度相等的多波束收发的发送波束的超声波摄像技术。超声波摄像装置具备：从超声波元件阵列将超声波脉冲信号发送到被检测体的波发送机构；和接收由所述被检测体反射的超声波脉冲的波接收机构；并对所述被检测体内部进行摄像，所述波发送机构，按照具有沿方位方向发送强度实际上相等的多个峰值、各峰值的深度方向的轨迹实际上呈直线的超声波脉冲信号，从所述超声波元件阵列的发送口径发送到所述被检测体的方式构成。

