

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710181051.9

[43] 公开日 2009 年 4 月 1 日

[11] 公开号 CN 101396282A

[22] 申请日 2007.9.29

[21] 申请号 200710181051.9

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

[72] 发明人 姚 斌 胡勤军 杨鹏飞 杨 波

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 张亚宁 王小衡

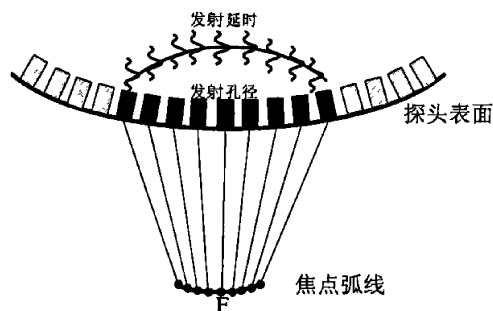
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 4 页

[54] 发明名称

用于超声成像的圆弧宽波束发射方法与装置

[57] 摘要

本发明公开了一种用于超声成像的圆弧宽波束发射方法与装置,所述方法包括:设置步骤,用于设置聚焦圆弧的参数;以及计算步骤,用于基于所设置的聚焦圆弧的参数,计算探头发射孔径中各阵元的发射延时;其中系统按照所计算的各阵元的发射延时,控制各阵元发射超声波。按照本发明的方法采用圆弧聚焦,改变了强聚焦发射延时计算方法,从而使得波束不再聚焦为一点,以获得宽波束。因此,该方法对于发射波形没有特别要求,可以在多数超声机器中实现。



1.一种用于超声成像的圆弧宽波束发射方法，其特征在于，包括以下步骤：

设置步骤，用于设置聚焦圆弧的参数；以及

计算步骤，用于基于所设置的聚焦圆弧的参数，计算探头发射孔径中各阵元的发射延时；

其中按照所计算的各阵元的发射延时，控制各阵元发射超声波。

2.如权利要求1所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射方法，其特征在于，所述聚焦圆弧的参数包括：

聚焦圆弧的圆心位置，半径，弧度，以及聚焦深度。

3.如权利要求2所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射方法，其特征在于：

所述聚焦圆弧的圆心位置与探头表面圆弧的圆心重合，或者所述聚焦圆弧的圆心位置与探头表面圆弧的圆心不重合。

4.如权利要求1所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射方法，其特征在于：

所述聚焦圆弧的中心位于发射的焦点处。

5.如权利要求1所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射方法，其特征在于，所述计算步骤进一步包括：

将所述聚焦圆弧划分为等弧度的子焦点，所划分的子焦点与探头发射孔径中的发射阵元相对应，据此来计算各阵元的发射延时。

6.如权利要求5所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射方法，其特征在于：

在所述计算步骤中，首先计算各阵元与其对应子焦点之间的距离并找出其中的最大距离，然后计算各阵元与其对应子焦点之间的距离与最大距离之差，再除以声速从而得到所述阵元的延时。

7.一种用于超声成像的圆弧宽波束发射装置，其特征在于，包括

以下模块:

设置模块, 用于设置聚焦圆弧的参数; 以及

计算模块, 用于基于所设置的聚焦圆弧的参数, 计算探头发射孔径中各阵元的发射延时;

其中按照所计算的各阵元的发射延时, 控制各阵元发射超声波。

8.如权利要求 7 所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射装置, 其特征在于, 所述聚焦圆弧的参数包括:

聚焦圆弧的圆心位置, 半径, 弧度, 以及聚焦深度。

9.如权利要求 7 所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射装置, 其特征在于:

所述聚焦圆弧的中心位于发射的焦点处。

10.如权利要求 7 所述的用于超声成像的圆弧宽波束发射装置, 其特征在于:

所述计算模块将所述聚焦圆弧划分为与探头发射孔径中的发射阵元相对应的等弧度的子焦点, 计算各阵元与其对应子焦点之间的距离并找出其中的最大距离, 然后计算各阵元与其对应子焦点之间的距离与最大距离之差, 再除以声速从而得到所述阵元的延时。

用于超声成像的圆弧宽波束发射方法与装置

技术领域

本发明涉及一种超声成像系统，特别是涉及一种用于超声成像的波束发射方法与装置。

背景技术

常规而言，当使用医疗超声机器成像时，是通过使用一定频率和能量的发射信号激励探头阵元生成发射声束，声束在组织中传播的过程中能量由于反射或者被吸收而逐步减弱，被反射的部分又经过组织传播到探头，探头中的阵元接收这些反射信号，这些接收的反射信号就是组织的超声回波信息，这些信息经过各种信号处理形成超声图像以供显示。

常规的单波束由于需要有好的横向分辨率，因此要求声束越窄越好，也就是希望波束的能量只是集中在接收波束位置。这样，由于声波只是集中在接收位置，那么接收的超声回波信息也只是这部分组织的回波信息，不会被其它组织的信息干扰，从而得到高的横向分辨率。为了得到聚焦的声场，通过发射延时，使发射声束在感兴趣的深度位置最窄。单波束技术能得到好的图象质量，然而却无法获得很高的帧率，这是因为单波束需要发射的次数是与一帧图像需要的扫描线数量一致的。帧率的局限影响了一些需要高帧率的技术的临床应用，比如三维成像就会由于二维的帧率低而局限其成像速度。

为此，多波束技术被提出来解决帧率问题。多波束技术是指单次发射并行接收多条扫描线的技术，这种技术可以有效的提高帧率。为了并行得到多条扫描线，那就需要接收的回波信息包含有多条波束覆盖的组织区域，这就要求发射的声束形成的声场能够覆盖这部

分组织区域，这样这部分组织才能够反射回波信息，接收的超声信息才能够很好的表现该区域图像。为此相对于单波束强聚焦的窄波束，这里需要宽波束，而且为了使得所有接收波束的能量能够平均，还需要一个相对扁平的宽波束。

单波束的强聚焦对于多波束而言可以提高焦点区域的横向分辨率，但是每次发射只能够接收一条扫描线。为了提高帧率，多波束技术成为了研究热点。多波束技术的原理在于通过一次发射同时并行接收多条扫描线从而减少获得一帧图像所需要的发射次数，提高帧率。对于多波束而言，接收扫描线的覆盖区域变大，如果仍然使用强聚焦发射，那么接收的扫描线会由于声场能量的不均匀而产生失真。为了降低失真，需要发射宽波束，即波束的能量宽度足以覆盖所有接收线。

2003 年给予 Philips 的、专利号为 US6,585,648、名称为“System method and machine readable program for performing ultrasonic fat beam transmission and multilane receive imaging”的专利提供了一种发射宽波束的方法，该方法是将多次发射的发射波形加起来一起发射从而得到宽的发射波束。其思想是对于单波束，每个波束的发射都对应了多个阵元的不同延时发射的波形，对于不同的扫描线这些发射波形延时不一样，将多次发射集合到一次发射，将同一个阵元的多次发射波形相加，就得到了该阵元宽波束复合发射波形（composite waveform）。由于延时不同，从而每个阵元的发射波形也是不一致的，这种波形的发射结果实际上也可以看作是多次单波束发射的声场的叠加结果，从而得到宽波束。

2001 年给予 GE 的、专利号为 US6,282,963、名称为“Numerical optimization of ultrasound beam path”的专利提供了一种优化波束的方法，主要思想是通过优化发射变迹曲线得到宽波束。通过建立发射波束的数学模型(主要考虑变迹曲线的影响)，提出评价宽波束的若干准则，以及通过优化方法来优化数学方程，从而得到最优的发射

变迹曲线。

以上文献公开的方法主要是通过发射任意波形(Philips专利)或者控制发射变迹曲线(GE专利)从而获得宽波束。然而,实际上这种方法需要的前提是超声系统前端可以发射任意波形,这对于许多只能发射单极电平或者双极电平激励波形的超声机器而言是不可行的。

另外,超声多波束或者快速成像是通过单次发射来接收一个组织区域的超声信息。常规的强聚焦发射得到的是点聚焦波束,焦点区域窄,非焦点区域宽。这种声场由于不能覆盖整个组织的接收区域,因此接收的超声信息会导致严重的失真。

发明内容

为了克服现有技术的缺陷,本发明提出了一种宽波束发射方法与装置,单次发射获得的声场可以覆盖所需要检测的组织区域。为实现这一目的,本发明所采取的技术方案如下。

按照本发明实施例的第一方面,提供一种用于超声成像的圆弧宽波束发射方法,其特征在于,包括以下步骤:设置步骤,用于设置聚焦圆弧的参数;以及计算步骤,用于基于所设置的聚焦圆弧的参数,计算探头发射孔径中各阵元的发射延时;其中超声成像系统按照所计算的各阵元的发射延时,控制各阵元发射超声波。其中所述聚焦圆弧的参数包括:聚焦圆弧的圆心位置,半径,弧度,以及聚焦深度。

所述聚焦圆弧的圆心位置可与探头表面圆弧的圆心重合,或者所述聚焦圆弧的圆心位置也可与探头表面圆弧的圆心不重合。

优选的是,所述聚焦圆弧的中心位于发射的焦点处。

还优选的是,所述计算步骤进一步包括:将所述聚焦圆弧划分为等弧度的子焦点,所划分的子焦点与探头发射孔径中的发射阵元相对应,据此来计算各阵元的发射延时。其中在所述计算步骤中,首先计算各阵元与其对应子焦点之间的距离并找出其中的最大距离,然后计算各阵元与其对应子焦点之间的距离与最大距离之差,再除

以声速从而得到所述阵元的延时。

按照本发明实施例的第二方面，提供一种用于超声成像的圆弧宽波束发射装置，其特征在于，包括以下模块：设置模块，用于设置聚焦圆弧的参数；以及计算模块，用于基于所设置的聚焦圆弧的参数，计算探头发射孔径中各阵元的发射延时；其中超声成像系统按照所计算的各阵元的发射延时，控制各阵元发射超声波。其中所述聚焦圆弧的参数包括：聚焦圆弧的圆心位置，半径，弧度，以及聚焦深度。

优选的是，所述聚焦圆弧的中心位于发射的焦点处。

还优选的是，所述计算模块将所述聚焦圆弧划分为与探头发射孔径中的发射阵元相对应的等弧度的子焦点，计算各阵元与其对应子焦点之间的距离并找出其中的最大距离，然后计算各阵元与其对应子焦点之间的距离与最大距离之差，再除以声速从而得到所述阵元的延时。

本发明通过弱聚焦实现宽波束发射。在实现中，通过在焦点处设置一个圆弧曲线，根据该圆弧曲线计算发射孔径中的阵元的延时，进而使得每个阵元的声束不再聚焦于一个点，从而能够获得一个宽波束来覆盖所需要检测的组织区域。由于按照本发明的方法采用圆弧聚焦，改变了强聚焦发射延时计算方法，从而使得波束不进行聚焦，以便获得宽波束，因此对于发射波形没有特别要求，可以在多数超声机器中实现。

附图说明

图1是超声系统的流程图；

图2示出了单波束发射与接收；

图3是发射强聚焦的示意图；

图4是多波束接收的示意图；

图5示出了宽波束焦点圆弧；

图6示出了宽波束圆弧聚焦；

图7是圆弧聚焦图示，其中焦点圆弧与探头圆弧同圆心。

具体实施方式

超声系统的框架图如图1所示。前端是一个探头，探头由阵元组成，每个阵元都有电信号与声信号互相转换的功能，探头与发射/接收转换部分连接。当系统处于发射状态的时候，发射控制器根据需要给每个阵元提供发射波形以及发射延时参数。脉冲发生器按照发射波形与发射延时对探头阵元进行激励，探头阵元将电信号转换为声信号后发射进入被检测体。当系统处于接收状态时，探头中的阵元接收被检测体的回声并将其转换为电信号传输给系统，系统进一步通过AD转换器将电信号转换为数字信号。每个阵元连接一个通道，多个通道的数据进入波束合成器，波束合成器将多个通道的回波数据根据不同的延时合成得到扫描线，扫描线的数据是经过调制的数据。检测器的功能是进行解调、求包络以及采样等信号处理工作。经过失真后的扫描线数据再经过数字扫描转换器(digital scan convert; DSC)处理为显示器可显示的直角坐标超声图象。

如图2所示为单波束发射接收情况，其中探头表面形成一个圆弧，若干个阵元均匀的排列在探头表面。图中显示了17个阵元，但并不确切代表探头中阵元的数量，探头阵元数量可以随机器而不一样，这里只显示这么多的阵元而已。每次发射时，发射控制器控制发射波形以及每个阵元的发射延时，以使声波在焦点深度处聚焦。其中发射声场轮廓是声场的整体形态，表现了声束声场能量的主要集中区域。对于单波束的强聚焦，波束开始时能量比较发散，随着声束传播，声束越来越窄，在焦点附近达到最窄，形成聚焦，然后又形成发散的形态。声场的接收线位于发射声场的中间，由于声场对称以及位于能量最集中的区域，因此得到的接收线不失真。

图3为发射强聚焦的示意图。超声系统每次发射都会根据发射位置选择发射的阵元组形成发射孔径，图中黑色部分的阵元就是用于发射的阵元。发射控制器控制发射孔径的选择，同时计算发射延

时以及发射波形。根据发射阵元与焦点之间的距离来计算发射延时。强聚焦发射延时的设置是为了使每个发射阵元的发射波束在同一时间到达焦点位置。这样，声束到达焦点位置时，该位置的能量最强。也就是说，该深度位置的声场会非常细，提高了焦点位置的横向分辨率。但是，这种发射的声场不均匀，即在焦点处与非焦点处的声场能量分布相差大。

如图 3 所示，使用以发射孔径中点为原点的坐标系， X 轴与探头表面相切， Y 轴为深度方向。由于凸阵探头表面是圆弧形，因此 Y 轴经过圆心。假设发射孔径为 $\{Ei\}(i=1...K)$ ，其中 K 为发射孔径中的阵元数，每个阵元 Ei 的坐标为 (x_i, y_i) ，焦点 F 的坐标为 (x_F, y_F) 。强聚焦的原理在于使得所有发射阵元发射的声波同时到达 F 点，为此，首先可以计算每个阵元与 F 点的距离 $\{d_i\}$ ：

$$d_i = \sqrt{(x_i - x_F)^2 + (y_i - y_F)^2} ;$$

然后计算每个距离与最大距离的差：

$$\Delta d_i = \max(\{d_i\}) - d_i ;$$

最后可以计算出每个阵元 Ei 的延时 $Delay_i$ ：

$$Delay_i = \Delta d_i / c ;$$

其中 c 为声速。

由于延时补偿了每个阵元到达焦点的距离差引起的耗时，因此，每个阵元发射的声波会同时到达焦点。在焦点处发射声波同相叠加，从而在该点能量比同深度其它位置的能量要大得多，而由于在其它非焦点深度声场并不是所有阵元发射的声波的同相叠加，因此声场在焦点深度比其它非焦点深度窄。

单波束一般伴随着比较低的帧率。一般而言，每帧图像可以由若干条扫描线组成。例如，假设探头阵元数目是 N ，通常 N 为 128；扫描线间距为 D 个阵元间距，通常 D 为 1。那么就需要有 $N/D = 128$ 条扫描线构成一帧图像，于是对于单波束情况所需要的发射次数 M 为 128 次。假设需要探测的深度为 30cm，声音的速度为 1540m/s，

那么我们可以知道接收一条扫描线需要等待的时间为声音去到 30cm 深度然后回到探头表面的时间，因此，扫描一帧图需要的时间 = $30/100/1540 \times 2 \times N/D \approx 0.05$ 秒，即帧率可以达到 20 帧/秒。从计算公式中可以知道，可以通过调整几个因素来缩短扫描一帧需要的时间，比如降低探测深度，增大扫描线间距 D 以及减少发射次数 N 。但是探测深度根据临床时医生的要求确定，因此降低探测深度并不可行；增大扫描线间距 D 是可以提高帧率，但是却会因为一帧图的信息量减少而导致图象质量的下降，因此扫描线间距是无法无限量的增大的。一般而言线间距为一个阵元已经是相当大了，虽然该方法可行，但是会降低图像质量。

图 4 中描述的多波束方法是通过降低发射次数的方法来提高帧率。对每帧图像，如果发射次数可以降低 4 倍，那么帧率也就提高了 4 倍。多波束技术可以减少发射次数，即每次发射并行接收多个位置的扫描线数据。

图 4(a)中描述了四波束的方法，线间距为 0.5 个阵元，当然这里只是一个例子，实际实现中不局限于 0.5 阵元间距。实际上，多波束的方法就是每次发射都生成一个组织区域的超声信息，当该区域越大(一般伴随着的也是接收的波束越多)，那么帧率就会提高得越多。

对于图 4(a)的凸阵而言，凸阵探头表面是一个圆弧，每条接收线都是沿着探头表面法线方向的。因此，可以知道，对多波束而言，其覆盖的组织区域不是一个矩形，而是一个扇型，远场的区域宽，近场相对窄，这也就对发射的声场提出了较高的要求。图中 4(a)描述了强聚焦声场轮廓，可以看到这些接收线并不都在这个轮廓内。于是，可以知道的是，这些扫描线会出现失真，原因是超声能量不能够覆盖整个成像区域，也就是在同一个深度位置，超声波束经过时的能量并不均匀。这样，一方面会导致接收声场经过的部分的信息的能量大，而其它的声场不经过的部分的信息能量小，因此导致了图象的能量失真。为此，多波束需要使用宽波束发射，即每次发射

的声场能够覆盖所有要接收的扫描线区域，如图 4(b)所示。按照本实施例的方法能够通过控制发射延时从而生成宽波束发射，波束的宽度可以进行控制以覆盖需要接收的多波束的宽度。

对强聚焦而言，由于发射延时是根据焦点计算的，因此会聚焦于一点。为了得到宽波束，就需要有一种方法，使得发射的声束既不至于过于发散，又能够足够宽。如图 5 所示，本实施例使用圆弧聚焦方法来控制发射声场的宽度。如图所示， O 点为探头表面圆弧的圆心， r 为探头半径。假设焦点位置在 F 点，那么我们使用经过 F 点的一个圆弧来扩展该焦点，圆弧的圆心在 $O1$ ，半径为 $r1$ ，角度为 θ ，其中焦点圆弧的参数可以根据需要的声束宽度进行设置。作为一个特例，可以选择 $O1$ 与 O 点重合，焦点圆弧半径则为 $r+Df$ ，其中 Df 为焦点深度，角度可以根据需要的声束宽度进行设置。

作为一个实例，在实现中使用的是 $O1$ 点与 $O(x_o, y_o)$ 点重合的情况来计算发射延时。如图 7 所示， F 为焦点， Df 为焦点深度，由于焦点弧线为一个圆弧，而且与探头同圆心，因此，焦点圆弧的半径为 $r+Df$ ；假设阵元间距为 $pitch$ ，那么可以得到相邻阵元之间的夹角 $Etheta$ 为：

$$Etheta = 2 \cdot a \sin(pitch / (2 \cdot r));$$

其中 $asin()$ 函数为逆正弦函数，假设需要的宽波束宽度为 M 个整间距宽度，那么可以知道需要的圆弧弧度夹角为：

$$\theta = (M - 1) \cdot Etheta$$

为了得到宽波束，需要的是每个阵元的发射波形在整个覆盖区间均不能聚焦，而且达到一定的宽度。为此，本实施例的思想是使用一个圆弧，将该圆弧分割为若干个子焦点，每个发射阵元对应不同的子焦点。由于发射波形来到该圆弧的各自的子焦点是同一时间，而且不聚焦，那么它们在传播的过程中就不会出现同相相加的情况，即声场会慢慢发散。通过控制焦点弧线的弧度，可以控制该发射波束的宽度，该宽度也同时对应了声场在该位置的发散情况。本实施

例可以将大小为 θ 的弧线切分为 K 个等弧度分散点 $\{\alpha_i\}$ (其中 $i=1\dots K$)，可以通过以下公式计算得到：

$$\alpha_i = -(\theta/2) + (i-1) \cdot (\theta/(K-1)) \quad \text{公式 1}$$

其中 $i=1\dots K$ 。

可以知道， α_1 和 α_K 分别对应的是焦点圆弧最左与最右边的子焦点的弧度。这时，可以计算对应这些弧度的在焦点圆弧上的子焦点 $\{Fi\}$ 的坐标，计算公式如下：

$$\begin{cases} x_{Fi} = x_0 + (r + Df) \cdot \sin(\alpha_i) \\ y_{Fi} = y_0 + (r + Df) \cdot \cos(\alpha_i) \end{cases} \quad \text{公式 2}$$

其中 $i=1\dots K$ 。

假设发射孔径中的阵元 $\{Ei\}$ (其中 $i=1\dots K$) 的排列也是从左到右排列，即 $x_1 \leq x_2 \leq \dots \leq x_K$ ，那么计算延时使得在同一时刻每个阵元 Ei 发射的声波到达对应的子焦点 Fi 。与强聚焦延时计算类似，这里的每个阵元的延时 $\{Delay_i\}$ 计算如下：

$$d_i = \sqrt{(x_i - x_{Fi})^2 + (y_i - y_{Fi})^2} \quad \text{公式 3}$$

$$\Delta d_i = \max(\{d_i\}) - d_i \quad \text{公式 4}$$

最后可以计算出每个阵元 Ei 的延时 $Delay_i$ ：

$$Delay_i = \Delta d_i / c \quad \text{公式 5}$$

如图 6 所示，本实施例使用焦点弧线而不是焦点来计算发射延时。假设发射孔径有 K 个阵元，那么我们可以将焦点圆弧平均分为 K 份，则如图所示每个阵元依次对应一份。这样得到的发射延时曲线并不会如强聚焦发射延时曲线一样是一条圆弧。由于强聚焦是一个圆弧，因此会在焦点处同相重叠聚焦。但是，本实施例使用的圆弧聚焦，由于在整个的传播过程中都不会聚焦，因此，是一个弱聚焦方法，生成一个宽波束。

这里的计算实例使用的是圆弧焦点与探头圆弧同圆心的情况计算，但是本发明不局限于这种情况。对于 O 与 $O1$ 不重合的情况，计算方法实际上也是一致的。假设如图 5 所示的情况， $O1$ 的坐标在 $[x_{o1}, y_{o1}]$ ，焦点深度 $r1$ ，角度 θ ，那么可以使用公式 1 计算每个子焦点相对 $O1$ 的角度 $\{\alpha_i$ (其中 $i=1 \dots K$)，然后使用如下公式计算每个子焦点坐标：

$$\begin{cases} x_{Fi} = x_{o1} + r1 \cdot \sin(\alpha_i) \\ y_{Fi} = y_{o1} + r1 \cdot \cos(\alpha_i) \end{cases},$$

其中 $i=1 \dots K$ 。

最后仍然使用公式 3、公式 4 和公式 5 计算每个阵元的延时。

按照本发明实施例，通过控制发射延时从而在不增加成本的前提下获得宽波束。宽波束的获得是通过圆弧聚焦得到的，圆弧聚焦的特点在于使得传播的声束不会聚焦于某一点，也不会过于发散，而是可以通过控制其圆弧参数来根据需要控制发射波束的宽度。

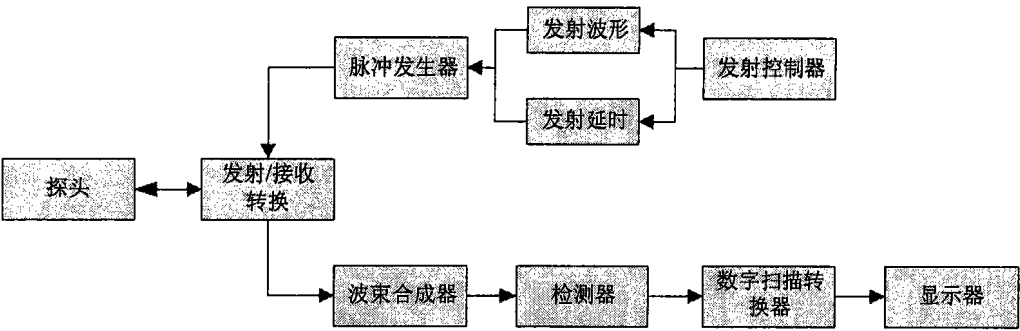


图 1

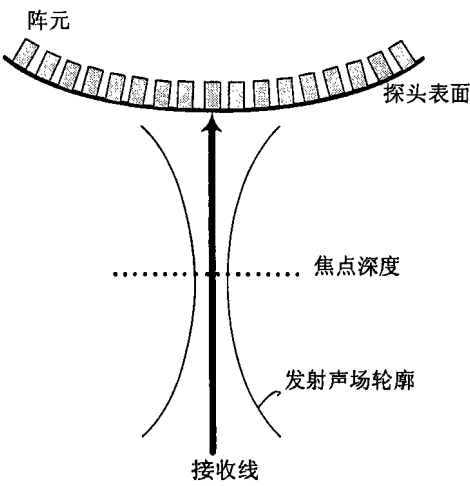


图 2

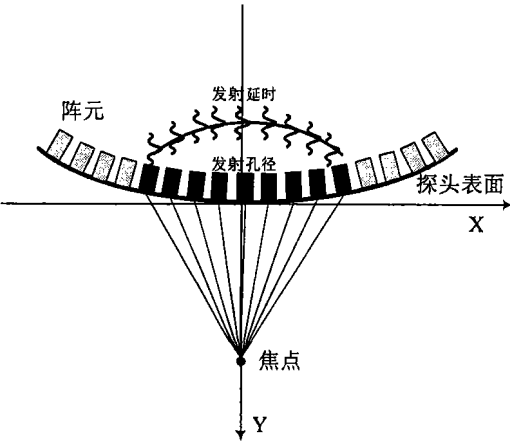


图 3

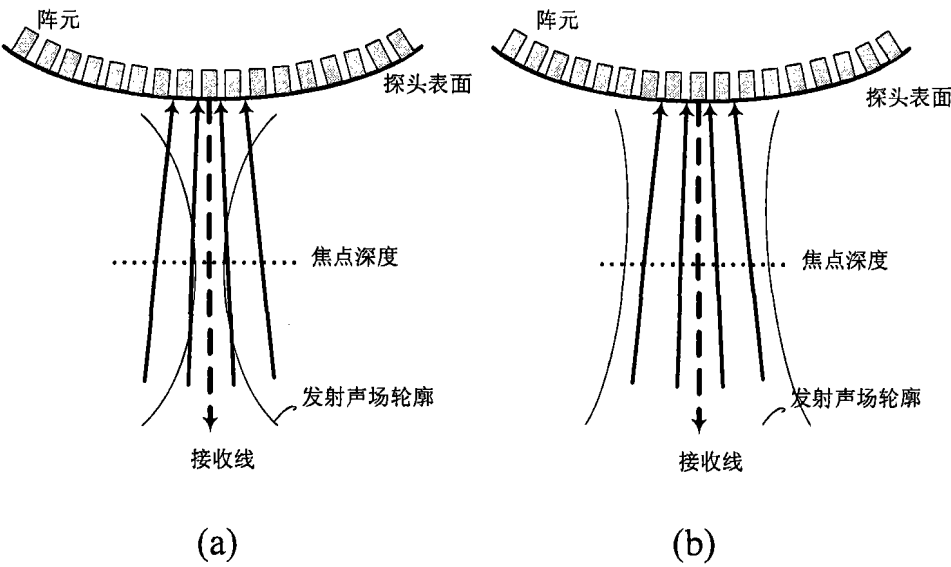


图 4

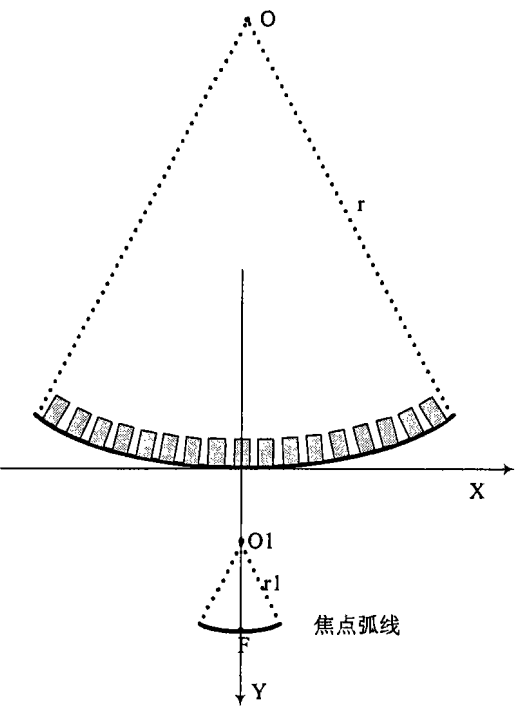


图 5

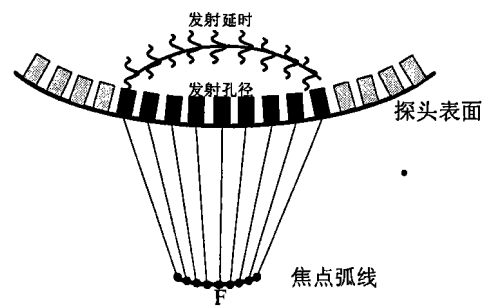


图 6

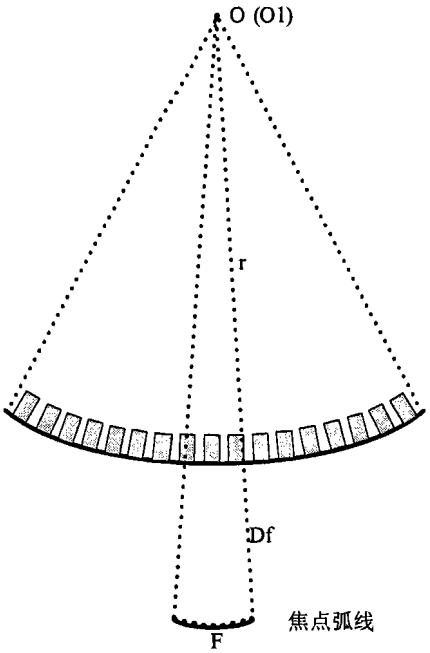


图 7

专利名称(译)	用于超声成像的圆弧宽波束发射方法与装置		
公开(公告)号	CN101396282A	公开(公告)日	2009-04-01
申请号	CN200710181051.9	申请日	2007-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	姚斌 胡勤军 杨鹏飞 杨波		
发明人	姚斌 胡勤军 杨鹏飞 杨波		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 G01S7/52095 G01S15/892 A61B8/00 G10K11/346		
代理人(译)	张亚宁		
其他公开文献	CN101396282B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于超声成像的圆弧宽波束发射方法与装置，所述方法包括：设置步骤，用于设置聚焦圆弧的参数；以及计算步骤，用于基于所设置的聚焦圆弧的参数，计算探头发射孔径中各阵元的发射延时；其中系统按照所计算的各阵元的发射延时，控制各阵元发射超声波。按照本发明的方法采用圆弧聚焦，改变了强聚焦发射延时计算方法，从而使得波束不再聚焦为一点，以获得宽波束。因此，该方法对于发射波形没有特别要求，可以在多数超声机器中实现。

