



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610157173.X

[43] 公开日 2008年6月4日

[11] 公开号 CN 101190133A

[22] 申请日 2006.11.28

[21] 申请号 200610157173.X

[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 波

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所
代理人 王志明 陈鸿荫

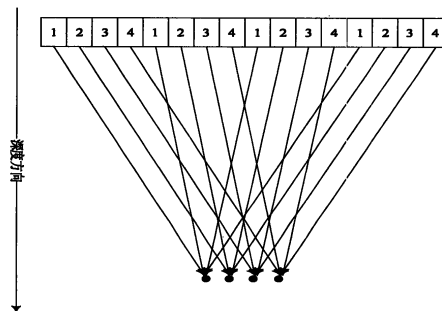
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

[54] 发明名称

超声波诊断系统中宽波束的发射方法和装置

[57] 摘要

一种超声波诊断系统中宽波束的发射方法和装置。所述方法将超声探头的发射孔径分成 N 个子孔径以及将焦点横向切分为 N 个子焦点，所述 N 个子孔径与所述 N 个子焦点建立一一对应关系，每个子孔径有 M 个阵元，全部都聚焦于与该孔径对应的子焦点，脉冲发生器激励超声探头的 N 个子孔径获得一个横向拉伸的发射声场，所述 N 个子孔径的发射声场分别在其对应的子焦点聚焦后相叠加，最后形成一个能覆盖所有接收线宽波束的声场；所述 N 和 M 均为大于 2 的整数。本发明方法通过对探头划分子孔径并使各子孔径分别聚焦后叠加声场的方法，使得在发射单极性或者双极性发射波形的超声机器发射能覆盖所有接收线范围的宽波束成为可能。



1、一种超声波诊断系统中宽波束的发射方法，其特征在于：

将超声探头的发射孔径分成 N 个子孔径以及将焦点横向切分为 N 个子焦点，所述 N 个子孔径与所述 N 个子焦点建立一一对应关系，每个子孔径有 M 个阵元，全部都聚焦于与该子孔径对应的子焦点，脉冲发生器激励超声探头的 N 个子孔径获得一个横向拉伸的发射声场，所述 N 个子孔径的发射声场分别在其对应的子焦点聚焦，各子孔径的声场相叠加，最后形成一个能覆盖所有接收线宽波束的声场；所述 N 和 M 均为大于 2 的整数。

2、根据权利要求 1 所述的超声波诊断系统中宽波束的发射方法，其特征在于：所述发射孔径等距分成 N 个子孔径，所述焦点被横向切分为等距离分布的 N 个子焦点，每个子孔径的 M 个阵元相对于其子焦点呈对称分布。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断系统中宽波束的发射方法，其特征在于：所述 N 个子孔径依次按顺序排布。

4、根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断系统中宽波束的发射方法，其特征在于：所述 N 个子孔径的 $N*M$ 个阵元相间排布。

5、一种超声波诊断系统中宽波束的发射装置，包括探头、发射/接收转换和脉冲发生器；所述脉冲发生器根据发射波形与发射延时将数字信号转化为模拟电信号激励探头阵元，阵元受激振荡产生声波穿透机体组织并且产生回波，探头发射后进入接收模式；其特征在于：

所述探头的发射孔径分成 N 个子孔径，所述探头的焦点横向切分为 N 个子焦点，所述 N 个子孔径分别与所述 N 个子焦点建立一一对应关系，每个子孔径有 M 个阵元，全部都聚焦于与该子孔径对应的子焦点，脉冲发生器激励超声探头的 N 个子孔径获得一个横向拉伸的发射声场，所述 N 个子孔径的发射声场分别在其对应的子焦点聚焦，各子孔径的声场相叠加，最后形成一个能覆盖所有接收线宽波束的声场；所述 N 和 M 均为大于 2 的整数。

6、根据权利要求 5 所述的超声波诊断系统中宽波束的发射装置，其特征在于：所述 N 个子孔径和所述 N 个子焦点等距离分布，每个子孔径的 M 个阵

元相对于其子焦点呈对称分布。

7、根据权利要求5所述的超声波诊断系统中宽波束的发射装置，其特征在于：所述N个子孔径依次按顺序排布。

8、根据权利要求5所述的超声波诊断系统中宽波束的发射装置，其特征在于：所述所述N子个孔径的N*M个阵元相间排布。

超声波诊断系统中宽波束的发射方法和装置

技术领域

本发明涉及医用超声波诊断系统的成像技术，尤其涉及超声波诊断系统宽波束的发射方法和装置。

背景技术

超声波诊断系统快速成像技术的研究有着重要意义，可以说实现快速成像可以帮助我们为实现一些高级技术提供一个基础，这个基础就是数据率，单位时间获得的信息量更大导致可以进行更好更细致的图像分析，从而更好的实现各种技术。具体的可以包括以下几点：

1、对 3D/4D 成像的帮助

不管是 3D 还是 4D，都是以需要海量的数据为前提的，现在我们的 3D 成像速度还与其它大公司有较大的距离，主要原因在于我们的帧率低，成像速度的限制直接导致 3D 图像速度的限制。

2、对血流成像的帮助

血流成像的帧率与图像质量一样直接影响到使用者对机器的影响，是重要的机器等级评价标准。我们现在的血流成像帧率低，还没有办法与高档机器的 C 模式帧率相比，因此快速成像就显得很重要。简单的说，快速成像的原理在于用一次发射的接收数据生成多条扫描线数据，这样，实际上就帮助我们并行获得扫描线数据，这样的直接结果是成倍地提高血流成像的帧率。

3、对心脏成像的帮助

对于运动速度快的心脏，帧率在某些时候是比图像质量要重要的。

4、对图像质量的帮助

在现有的许多技术中，都可以归结为图像质量与帧率的平衡关系，例如：

- i) 合成孔径是使用两次发射合成一条信噪比高的扫描线；
- ii) 复合成像是多次从不同方向发射合成扫描线来减少斑点提高质量；

- iii) 编码激励中的 Golay 码发射需要多次发射以降低纵向旁瓣的影响;
- iv) 心脏 B 成像通过使用低密度扫描来获得高帧率。

其中 i)~iii) 都是牺牲帧率提高质量, 而 iv) 是使用质量换帧率。通过快速成像, 可以缓解这种矛盾, 使这些技术得到更好的实现

4、对心脏相关技术的帮助

对于现有的高档机器, 许多都有关于心脏的临床技术, 比如解剖 M 型和心脏运动的相关分析。这些都利用了心脏某个部位在图像中位置的随时间的变化的信息来进行临床的评价以及指标计算为了得到连续的图像和精确的结果, 这就对心脏图像的时间分辨率给出了严格的要求, 而时间分辨率就是图像的帧率。

为了提高帧率, 多波束接收技术是现在的研究热点, 多波束接收即通过一次发射接收多条扫描线来减少生成一帧图像所需的时间, 从而大大提高帧率。这种技术的一个主要问题就是失真, 如果发射的波束不足以覆盖所有的扫描线, 那么获得扫描线就会形成失真; 因此, 多波束技术的一个很重要的问题就是如何使发射的波束能够涵盖接收扫描线的范围, 即发射宽波束技术。

名称为 “System method and machine readable program for performing ultrasonic fat beam transmission and multilane receive imaging” 的美国 US6,585,648 号专利公开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, 将在同一个阵元的多次发射波形相加, 就得到了宽波束的该阵元的复合发射波形 (composite waveform), 由于延时不同, 从而每个阵元得到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, 因此得到宽波束。

名称为 “Numerical optimization of ultrasound beam path” 的美国 US6,282,963 号专利公开一种优化波束的方法, 其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), 并且提出了评价宽波束的若干准则, 通过优化方法优化该数学方程, 从而得到最优的发射变迹曲线。

上述现有技术的缺点在于: 描述的方法主要是通过发射任意波形(US6, 585, 648 号专利) 或者控制发射变迹曲线(US6,282,963 号专利) 从而获得宽波束, 然而实际上这种方案实现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。

发明内容

本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的缺点, 提出一种在单极或者双极的超声系统中实现宽波束发射的方法及其装置。

本发明采用如下技术方案: 设计一种超声波诊断系统中宽波束的发射方法, 其关键点在于: 将超声探头的发射孔径分成 N 个子孔径以及将焦点横向切分为 N 个子焦点, 所述 N 个子孔径与所述 N 个子焦点建立一一对应关系, 每个子孔径有 M 个阵元, 全部都聚焦于与该孔径对应的子焦点, 脉冲发生器激励超声探头的 N 个子孔径获得一个横向拉伸的发射声场, 所述 N 个子孔径的发射声场分别在其对应的子焦点聚焦, 各子孔径的声场相叠加, 最后形成一个能覆盖所有接收线宽波束的声场; 所述 N 和 M 均为大于 2 的整数。

所述发射孔径等距分成 N 个子孔径, 所述焦点被横向切分为等距离分布的 N 个子焦点, 每个子孔径的 M 个阵元相对于其子焦点呈对称分布。

本发明解决技术问题所采用的技术方案还包括: 设计一种超声波诊断系统中宽波束的发射装置, 包括探头、发射/接收转换和脉冲发生器; 所述脉冲发生器根据发射波形与发射延时将数字信号转化为模拟电信号激励探头阵元, 阵元受激振荡产生声波穿透机体组织并且产生回波, 探头发射后进入接收模式; 所述探头的发射孔径分成 N 个子孔径, 所述探头的焦点横向切分为 N 个子焦点, 所述 N 个子孔径分别与所述 N 个子焦点建立一一对应关系, 每个子孔径有 M 个阵元, 全部都聚焦于与该孔径对应的子焦点, 脉冲发生器激励超声探头的 N 个子孔径获得一个横向拉伸的发射声场, 所述 N 个子孔径的发射声场分别在其对应的子焦点聚焦, 各子孔径的声场相叠加, 最后形成一个能覆盖所有接收线宽波束的声场; 所述 N 和 M 均为大于 2 的整数。

所述 N 个子孔径和所述 N 个子焦点等距离分布，每个子孔径的 M 个阵元相对于其子焦点呈对称分布。

所述 N 个子孔径有多种排列方式，可以是依次按顺序排布或是所述 N 个子孔径的 N*M 个阵元相间排布。

与现有技术相比较，本发明的超声波诊断系统中宽波束的发射装置具有如下优点：通过对探头划分多子孔径并使各子孔径分别聚焦后叠加声场的方法，使得在发射单极性或者双极性发射波形的超声机器发射能覆盖所有接收线范围的宽波束成为可能。

附图说明

图 1 是超声成像系统的原理方框图；

图 2 是单波束情况下强聚焦在焦点处的声场横切面示意图；

图 3 是本发明发射孔径分组方法举例；

图 4 是本发明子孔径聚焦方法示意图；

图 5 是本发明子焦点设置示意图；

图 6 是具有四个子焦点位置的声场横切面；

图 7 是与图 6 对应的有四个子焦点时最终形成宽波束的示意图。

具体实施方式

以下结合附图及附图所示之实施例对本发明装置和方法作进一步详述。

图1为医用超声成像系统的原理方框图，对于超声探头的每个通道，在发射时设置发射波形以及发射延时，脉冲发生器将发射波形的数字信号转化为模拟电信号激励探头阵元，阵元受激振荡产生的声波穿透机体组织并且产生回波，探头发射后进入接收模式，若干个通道接收的回波数据经过波束合成器形成扫描线数据，当前的扫描线数据仍然是高频数据，因此需要经过检测器进行解调以及信号处理，经过数字扫描转换的数据就可以由显示器进行显示。

在常规的单波束发射情况下，为了提高图像的横向分辨率，常常希望声束在横向上能量越集中越好，即声束越细越好，因此，使用强聚焦从而尽可能的将声场的能量聚集在接收线的上。对于给定的发射孔径，通过计算每个

阵元到焦点处的时间来计算延时，通过在不同时刻激励阵元从而形成一束聚焦的声束，图2是单波束情况下声场在焦点处的横切面，接收线的位置在横向距离的0点，该点的能量最集中，因此，接收线能有比较好的横向分辨率。

为了接收多波束，我们需要的是声场能量聚集于一个区域，该区域涵盖了所有接收线的范围，并且在该范围的声场能量能够平坦，最理想的声场就是一个长方体状的声场，本发明要解决的技术问题就是提出一种能够发射宽波束的方法及其装置。本发明通过将发射孔径分为子孔径，这些子孔径每一个都聚焦到声场中不同的点位置，通过这种发射方法，子孔径的声场相互叠加，从而形成一个均匀宽波束的声场。

本发明将超声探头的发射孔径分成 N 个子孔径以及将焦点横向切分为 N 个子焦点， N 个子孔径分别与 N 个子焦点建立一一对应关系，每个子孔径有 M 个阵元，全部都聚焦于与该子孔径对应的子焦点，脉冲发生器激励超声探头的 N 个子孔径获得一个横向拉伸的发射声场，所述 N 个子孔径的发射声场分别在其对应的子焦点聚焦，各子孔径的声场相叠加，最后形成一个能覆盖所有接收线宽波束的声场；所述 N 和 M 均为大于 2 的整数，因此，所述子孔径的分类数量和分类方法有各种实施方式。

图 3 表示了将 16 个阵元的发射孔径分为 4 个子孔径的其中三种排布方法，中间的一行表示 4 个子孔径的阵元依次按顺序排布，第一行和最后一行表示 4 个子孔径的阵元按一定规律相间排布。所述子孔径的分组方法所遵循的限制准则在于合理设定阵元的指向角、阵元间距以及焦区位置，划分了子孔径后，子孔径中阵元间距有可能会变大，阵元的间距过大，会引起旁瓣和栅瓣的增大；阵元的指向角越小，则要求子孔径的阵元间距要足够小，否则子孔径形成的声场无法聚焦或者聚焦不理想，如果随着焦区的深度不同，可以分组的数量也应该有所限制，越浅的焦区的发射孔径分组数量应该越少。因此，在分组过程中，分组的数量以及分组的方法都可以通过这些参数的综合考虑来获得最优的分组方案。

将焦点深度位置根据发射孔径的中央两边等距设置与子孔径相同数量的子焦点，每个子焦点对应一个子孔径，该子孔径发射聚焦于该子焦点，如图4

所示。假设FLen为焦区宽度，如果每次发射的接收扫描线数为RLnum，线间距为RLdist，那么可以知道发射声场的宽度D应该大于接收线涵盖的范围，即：

$$FLen = (RLnum - 1) * RLdist \quad \text{公式 1}$$

假设发射孔径分为K组，图5是划分子焦点的一个方法，焦区为发射孔径对应发射孔径中央区域，覆盖接收扫描线的范围， f_1 和 f_k 分别设置于焦区两旁，其它点均匀分布于其中，即：

$$\begin{aligned} f_1 &= -FLen / 2 \\ f_k &= FLen / 2 \\ f_i &= (i-1)(f_k - f_1) / (K - 1) + f_1 \end{aligned} \quad \text{公式 2}$$

假设 $\{x_i\}$ ($i=1 \cdots N$)为发射孔径的N个阵元，发射孔径划分为K个子孔径， $\{F_k\}$ ($k=1 \cdots K$)为子焦点，那么每个阵元的延时可以表示为：

$$\begin{aligned} G(x_i) &= \{F_k | x_i \text{ 所属的子孔径组属的子焦点} \} \\ T_{dist}(i) &= d(x_i, G(x_i)) / v_{sound} \\ T_{delay}(i) &= \max(T_{dist}(i)) - T_{dist}(i) \end{aligned} \quad \text{公式 3}$$

其中， $G(x_i)$ 表示的是 x_i 对应的子焦点， v_{sound} 为声速， T_{dist} 为阵元到对应子焦点声音需要的时间， T_{delay} 为该阵元的发射延时。

当每个阵元根据各自的延时发射后，得到的声场是可以分解的，每个子孔径都有其各自的子焦点，如图6所示，在每个子焦点的深度，得到的是子孔径发射声束聚焦于子焦点的声束，图6中表示有四个子焦点的情况，四个子孔径的声场互相叠加，得到一个宽波束声场，如图7所示，根据设计，该宽波束覆盖的区域覆盖了所有接收线的范围，因此，该区域的回波包括了所有接收线的信息，通过并行的波束合成方法，可以获得各条接收线的回波数据。

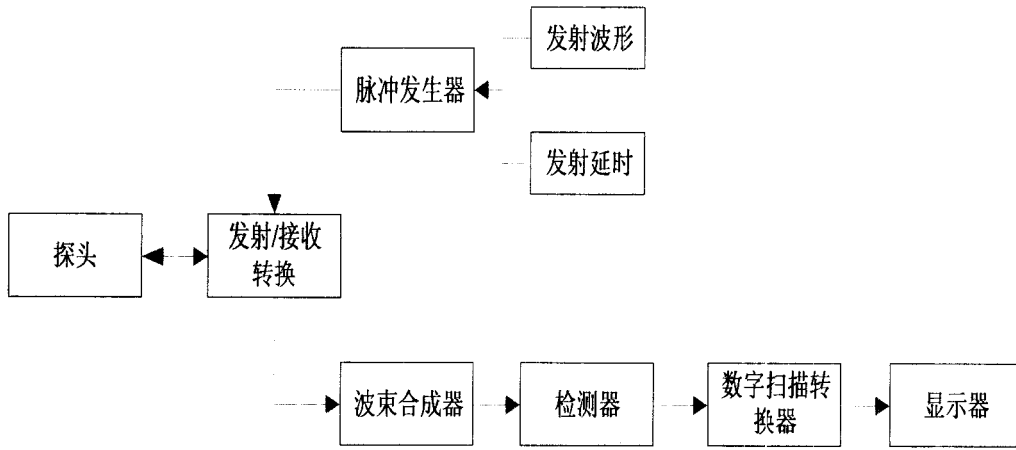


图 1

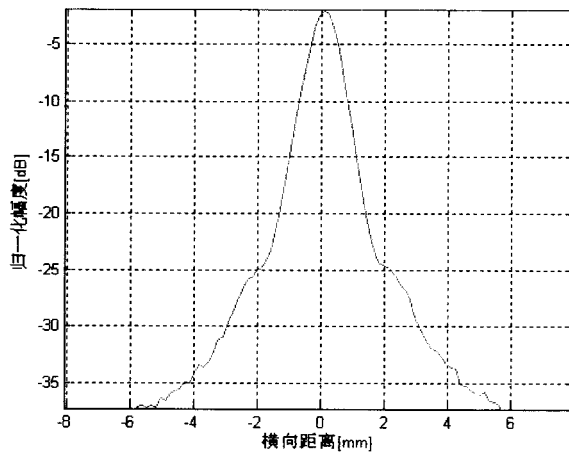


图 2

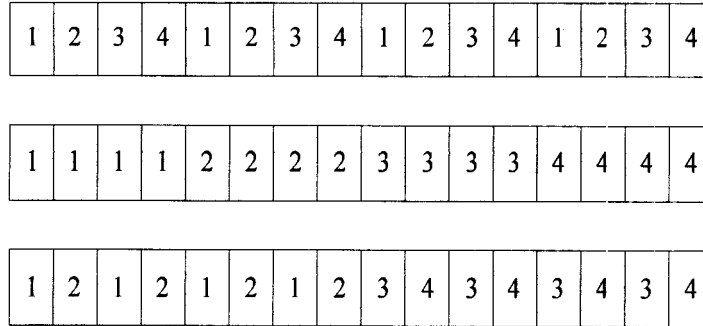


图 3

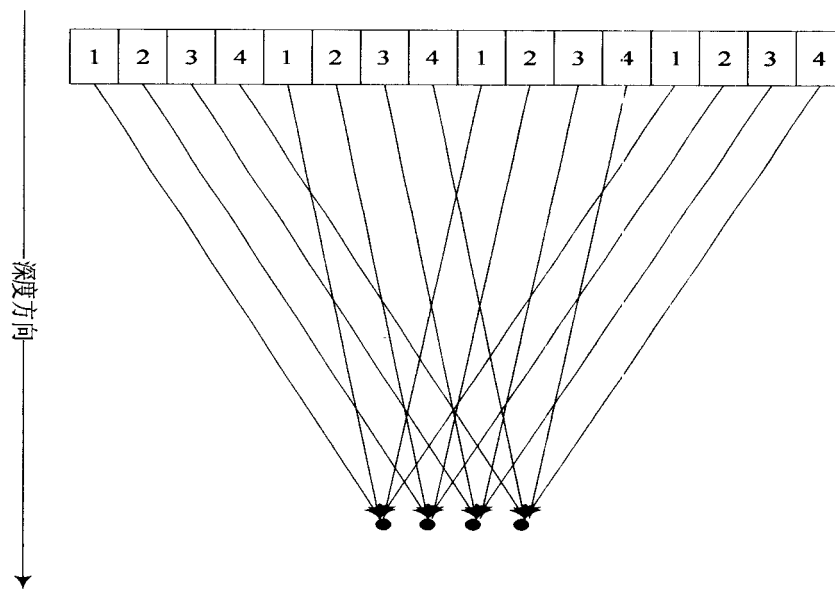


图 4

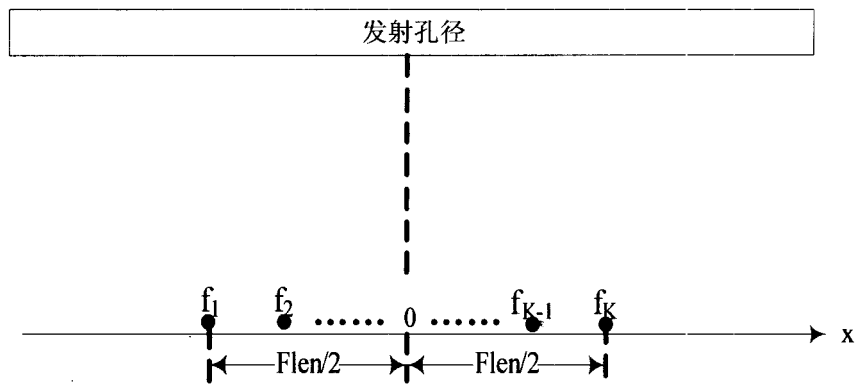


图 5

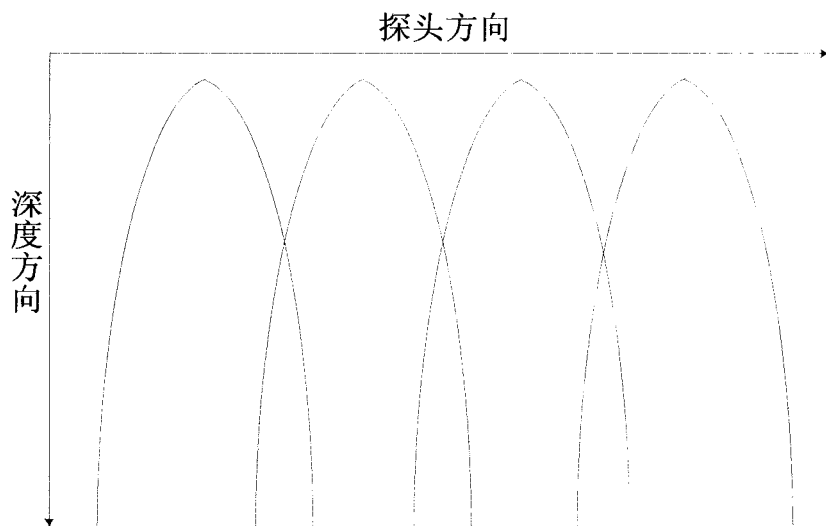


图 6

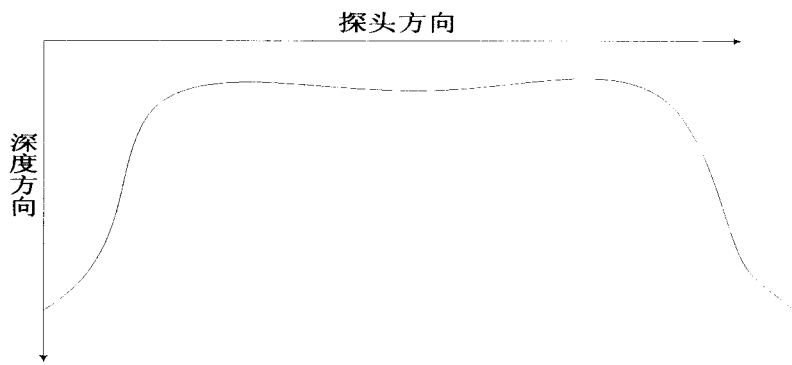


图 7

专利名称(译)	超声波诊断系统中宽波束的发射方法和装置		
公开(公告)号	CN101190133A	公开(公告)日	2008-06-04
申请号	CN200610157173.X	申请日	2006-11-28
[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 杨波		
发明人	姚斌 胡勤军 杨波		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52017 A61B8/145 A61B8/0883 G01S7/52095 G10K11/341 G01S15/8927 A61B8/06 G01S7/524 A61B8/483 A61B8/486 G01S7/5202		
代理人(译)	王志明		
其他公开文献	CN101190133B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断系统中宽波束的发射方法和装置。所述方法将超声探头的发射孔径分成N个子孔径以及将焦点横向切分为N个子焦点，所述N个子孔径与所述N个子焦点建立一一对应关系，每个子孔径有M个阵元，全部都聚焦于与该孔径对应的子焦点，脉冲发生器激励超声探头的N个子孔径获得一个横向拉伸的发射声场，所述N个子孔径的发射声场分别在其对应的子焦点聚焦后相叠加，最后形成一个能覆盖所有接收线宽波束的声场；所述N和M均为大于2的整数。本发明方法通过对探头划分子孔径并使各子孔径分别聚焦后叠加声场的方法，使得在发射单极性或者双极性发射波形的超声机器发射能覆盖所有接收线范围的宽波束成为可能。

