



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101190134 B

(45) 授权公告日 2011.09.07

(21) 申请号 200610157174.4

8-13 行, 附图 1-4.

(22) 申请日 2006.11.28

US 5623928 A, 1997.04.29, 全文.

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

黄宇星等. 超声相控阵扇扫诊断仪中提高帧频的新方法. 声学技术. 1994, 13(3), 全文.

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

审查员 李澍歆

(72) 发明人 姚斌 蒋勇 胡勤军 杨波

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所 44268

代理人 杨宏

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1636518 A, 2005.07.13, 说明书第一页  
14-16 行, 第二页 12-20 行, 第三页 4-9 行, 第四页

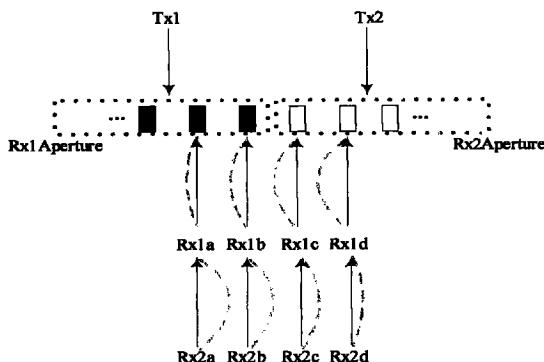
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法  
及其装置

(57) 摘要

一种超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法及其装置, 将探头划分成多个发射接收单元, 发射部分包括分别发射第一宽波束和发射第二宽波束的第一发射孔径和第二发射孔径; 接收部分包括第一接收孔径和第二接收孔径, 所述第一宽波束使用第一接收孔径接收获得第一组接收数据线, 所述第二宽波束使用第二接收孔径接收获得第二组接收数据线, 所述第一和第二接收孔径结合起来构成以接收线为中心的全接收孔径, 分别对所述第一组和第二组接收数据线中处在相同接收位置的两条接收数据线进行加权求和得到一组没有失真的接收数据线, 合并各发射接收单元的接收数据线得到完整的帧数据。本发明在保证超声波诊断系统帧率得到提高的同时能够保持一定的横向分辨率。



1. 一种超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法,其特征在于:

将超声探头的阵元划分成多个发射接收单元,所述发射接收单元的发射部分包括第一发射孔径和第二发射孔径,所述第一发射孔径发射第一宽波束,所述第二发射孔径发射第二宽波束;所述发射接收单元的接收部分包括第一接收孔径和第二接收孔径,所述第一宽波束使用第一接收孔径接收并形成第一组接收数据线,所述第二宽波束使用第二接收孔径接收并形成第二组接收数据线,所述第一接收孔径与所述第二接收孔径结合起来构成以接收数据线为中心的全接收孔径,分别对所述第一组接收数据线和第二组接收数据线中处在相同接收位置的两条接收数据线进行加权求和得到一组没有失真的接收数据线,合并各发射接收单元的多组没有失真的接收数据线得到完整的帧数据。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法,其特征在于:所述第一组接收数据线和第二组接收数据线各有 N 条接收数据线,所述 N 的取值范围为 4 至 16;对所述处在相同接收位置的两条接收数据线进行加权求和的权重系数与接收数据线距离其发射位置有关,距离越近,权重系数越大,反之距离越远,权重系数越小。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法,其特征在于:所述第一组和第二组的 N 条接收数据线为等距离排列且相对接收数据线中心点呈对称分布;所述处在相同接收位置的两条接收数据线进行加权求和的权重系数  $W_1, W_2, W_3, \dots, W_N$  有如下关系:  $W_1 = 1 - W_N, W_2 = 1 - W_{N-1}, W_3 = 1 - W_{N-2}, \dots$ 。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法,其特征在于:所述第一组接收数据线和第二组接收数据线各有 4 条接收数据线,4 条接收数据线为等距离排列且相对接收线中心点呈对称分布,第一组 4 根接收数据线的加权系数从右到左分别为:0.125、0.375、0.625、0.875;所述第二组 4 根接收数据线的加权系数从右到左分别为:0.875、0.625、0.375、0.125。

5. 一种超声波诊断系统中的多波束发射和接收装置,包括探头、脉冲发生器、发射/接收转换以及顺序单向连接的波束合成器、检测器和数字扫描转换器;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,该回波被探头的接收孔径上的阵元探测接收传输给波束合成器,波束合成器将这些回波根据接收延时与接收变迹合成为一条扫描线数据,所述扫描线数据经过检测器后得到包络扫描线数据;其特征在于:

所述探头的阵元包括多个发射接收单元,所述发射接收单元的发射部分包括第一发射孔径和第二发射孔径,所述第一发射孔径发射第一宽波束,所述第二发射孔径发射第二宽波束;所述发射接收单元的接收部分包括第一接收孔径和第二接收孔径,所述第一宽波束使用第一接收孔径接收,所述第二宽波束使用第二接收孔径接收,所述第一接收孔径与所述第二接收孔径结合起来构成以接收线为中心的全接收孔径;所述全接收孔径中处在相同位置的第一接收孔径接收的数据和第二接收孔径接收的数据在波束合成器中进行加权求和。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断系统中的多波束发射和接收装置,其特征在于:所述全接收孔径包括接收所述第一宽波束的 N 条数据线数据以及所述第二宽波束的 N 条数据线数据的若干个阵元,所述 N 的取值范围为 4 ~ 16。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断系统中的多波束发射和接收装置,其特征在于:

所述全接收孔径包括接收所述第一宽波束 4 条数据线数据以及所述第二宽波束 4 条数据线数据的 4 个等距离分布的阵元。

## 超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法及其装置

### 技术领域

[0001] 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的多波束发射和接收方法及其装置。

### 背景技术

[0002] 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:

[0003] 1、对 3D/4D 成像的帮助

[0004] 不管是 3D 还是 4D,都是以需要海量的数据为前提的,成像速度的限制直接导致 3D 图像速度的限制。

[0005] 2、对血流成像的帮助

[0006] 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。多数国产机器的血流成像帧率较低,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。

[0007] 3、对心脏成像的帮助

[0008] 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。

[0009] 4、对图像质量的帮助

[0010] 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:

[0011] i) 合成孔径是使用两次发射合成一条信噪比高的扫描线;

[0012] 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;

[0013] 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;

[0014] iv) 心脏 B 成像通过使用低密度扫描来获得高帧率。

[0015] 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

[0016] 4、对心脏相关技术的帮助

[0017] 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。

[0018] 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。多波束的技术难点除了发射一个宽波束 (Fat Beam) 外,另外一个难点就是如何有效的消除接收扫描线之间的

失真,这些失真是由于接收线位置相对于声场不对称引起的。

[0019] 名称为“Beam combination method and system”的美国 US6,666,823 号专利公开一种使用相邻两次发射的接收扫描线相叠加来去除失真从而获得多波束接收的方法,如图 1 所示, TY1、TY2 和 TY3 分别代表三次发射,每次发射接收四波束,在 TY1 和 TY2 的四个接收波束中有两波束是重叠的,这样,就可以通过加权重叠在同一位置的接收线的两波束来达到消除波束失真的效果。

[0020] 上述现有技术虽然可以校正失真,但会降低横向分辨率,这是因为为了得到能量的均衡,需要发射一个宽波束,宽波束使得声场的横向分辨率降低。为了弥补分辨率的降低,可以使用大接受孔径,但这样会提高硬件成本。

## 发明内容

[0021] 本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的缺点,提出一种在现有较低硬件成本上获得较高横向分辨率的多波束接收方法及其装置。

[0022] 本发明采用合成孔径弥补横向分辨率的不足与多波束提高帧率相结合的方法来实现发明目的,本发明采用如下技术方案:

[0023] 将超声探头的阵元划分成多个发射接收单元,所述发射接收单元的发射部分包括第一发射孔径和第二发射孔径,所述第一发射孔径发射第一宽波束,所述第二发射孔径发射第二宽波束;所述发射接收单元的接收部分包括第一接收孔径和第二接收孔径,所述第一宽波束使用第一接收孔径接收并形成第一组接收数据线,所述第二宽波束使用第二接收孔径接收并形成第二组接收数据线,所述第一接收孔径与所述第二接收孔径结合起来构成以接收线为中心的全接收孔径,分别对所述第一组接收数据线和第二组接收数据线中处在相同接收位置的两条接收数据线进行加权求和得到一组没有失真的接收数据线,合并各发射接收单元的多组没有失真的接收数据线得到完整的帧数据。

[0024] 所述第一组有失真的接收数据线和第二组有失真的接收数据线各有 N 条数据线,所述 N 的取值范围为 4 至 16;所述对处在相同接收位置的两条有失真的接收数据线进行加权求和的权重系数与接收线距离其发射位置有关,距离越近,权重系数越大,反之距离越远,权重系数越小。

[0025] 本发明的一个最佳实施方式为:所述第一组和第二组有失真的 N 条接收线数据为等距离排列且相对接收线中心点呈对称分布;所述两条有失真的接收线进行加权求和的权重系数  $W_1, W_2, W_3, \dots, W_N$  有如下关系:  $W_1 = 1 - W_N, W_2 = 1 - W_{N-1}, W_3 = 1 - W_{N-2}, \dots$ 。

[0026] 本发明的一个具体实施方式为:所述第一组有失真的接收线数据和第二组有失真的接收线数据各有 4 条数据线,所述 4 条接收线数据为等距离排列且相对接收线中心点呈对称分布,所述第一组有失真的 4 根接收线的加权系数从右到左分别为:0.125、0.375、0.625、0.875;所述第二组有失真的 4 根接收线的加权系数从右到左分别为:0.875、0.625、0.375、0.125。

[0027] 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的多波束发射和接收装置,包括探头、脉冲发生器、发射 / 接收转换以及顺序单向连接的波束合成器、检测器和数字扫描转换器;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,该回

波被探头的接收孔径上的阵元探测接收传输给波束合成器,波束合成器将这些回波根据接收延时与接收变迹合成为一条扫描线数据,所述扫描线数据经过检测器后得到包络扫描线数据;本发明装置的关键技术在于:

[0028] 所述探头的阵元包括多个发射接收单元,所述发射接收单元的发射部分包括第一发射孔径和第二发射孔径,所述第一发射孔径发射第一宽波束,所述第二发射孔径发射第二宽波束;所述发射接收单元的接收部分包括第一接收孔径和第二接收孔径,所述第一宽波束使用第一接收孔径接收,所述第二宽波束使用第二接收孔径接收,所述第一接收孔径与所述第二接收孔径结合起来构成以接收线为中心的全接收孔径。

[0029] 所述全接收孔径包括接收所述第一宽波束的N条数据线数据以及所述第二宽波束的N条数据线数据的若干个阵元,所述N的取之范围为4~16。

[0030] 本发明装置的一种具体实施例为:所述全接收孔径包括接收所述第一宽波束4条数据线数据以及所述第二宽波束4条数据线数据的4个等距离分布的阵元。

[0031] 与现有技术相比较,本发明的超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法及其装置具有如下优点:结合了合成孔径和多波束去失真的优点,在保证超声波诊断系统的帧率得到提高的同时仍能够保持一定的横向分辨率。

## 附图说明

[0032] 图1是现有超声成像系统通过多波束重叠去除失真的示意图;

[0033] 图2是超声成像系统的原理方框图;

[0034] 图3是多波束接收时产生失真的示意图;

[0035] 图4是本发明多波束接收方法示意图;

[0036] 图5是采用本发明多波束接收方法形成完整的帧数据流程示意图。

## 具体实施方式

[0037] 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。

[0038] 图2是超声成像系统的原理方框图,脉冲发生器根据发射波形与发射延时激励探头的每个阵元进行发射,发射的声波经过组织的反射,回波被探头的接收孔径上的阵元探测接收传输给波束合成器,波束合成器将这些回波根据接收延时与接收变迹合成为一条扫描线数据,这些扫描线数据经过检测器后得到包络扫描线数据,在检测器中同时还可以进行二次采样、对数压缩等操作;数字扫描转换将得到的极坐标系包络数据转换为可进行显示的直角坐标数据由显示器进行显示。这是单波束系统的常规描述,对于多波束而言,不同的地方在于对于一次发射,波束合成器会并行的生成多条扫描线,这样能够极大的提高超声系统的帧率。为了实现多波束,需要解决以下几个方面的问题:

[0039] 一个问题是需要发射的宽波束,为了使接收线的能量足够强,那么就要求发射的声场在该接收线的位置有足够的能量,如果声场无法覆盖所有多波束的位置,那么就会使得某些接收线的能量之间存在差异,得到失真的图像,为此,对于多波束而言,需要发射足够宽的声束使得声场主要能量足以覆盖多有的接收线位置。发射宽波束可以通过减少发射孔径、使用非强聚焦延时曲线、发射变迹等方法得到。

[0040] 另一个问题多波束失真,如图3所示,对于发射Tx1,以接收四个波束Rx1a~

Rx1d 为例,由于声场以 Tx1 位置为中间位置,因此,对于这四条接收扫描线,波束合成功由于声场在该位置的不对称性从而导致了失真,实际上获得的扫描线为一条弧线,如图 3 中的虚线所示,由于 Rx1a 和 Rx1d 离 Tx1 位置远,因此它们的失真也比 Rx1b 和 Tx1c 强烈。另外,相对发射位置不同,Rx1a 和 Rx1b 的失真方向也与 Rx1c 和 Rx1d 反向。

[0041] 还有一个问题是多波束的横向分辨率降低,由于多波束技术需要发射宽波束,因此,宽的声场会导致横向分辨率的降低。一般来说,可以通过加大接收孔径来弥补横向分辨率的不足。

[0042] 第四个问题是超声系统的制造成本,对于多波束技术,由于需要并行处理,因此需要更多的资源支持,为了弥补横向分辨率的降低而加大接收孔径,往往需要更多的通道数,通道数的加大会导致机器制造成本的增加。

[0043] 为了平衡机器成本与图像质量的矛盾,本发明通过合成孔径与多波束去除失真相结合的方法,一方面可以通过多波束提高帧率,一方面使用合成孔径弥补横向分辨率的不足。一般为了弥补多波束的失真,需要两条反向失真的扫描线进行合成来消除失真,因此会降低一半的帧率;对于合成孔径而言,由于也是发射两次分别接收左右两半的接收孔径来合成一条扫描线,因此同样会降低一半的帧率。也就是说一般而言这两种技术的叠加会使应该得到的高帧率下降四倍,假如每次发射接收八波束,那么得到的结果将会是双波束。本发明提出的多波束技术,在合成孔径的同时弥补多波束接收引起的失真问题,因此帧率只降低一半,即假如每次发射接收八波束,实际得到的将会是四波束成像。

[0044] 这里以每次发射接收四波束为例更为具体地介绍本发明的技术方案。如图 4 所示,第一次发射 Tx1,通过发射孔径发射以 Tx1 位置为中心的一个宽波束,接收波束位置分别为 Rx1a ~ Rx1d;第二次发射 Tx2,通过发射孔径发射以 Tx2 位置为中心的一个宽波束,接收波束位置分别为 Rx2a ~ Rx2d,它们分别与 Rx1a ~ Rx1d 同位置。

[0045] 为了在节约成本的同时获得足够的横向分辨率,两次发射分别使用了半边孔径接收的方法。如图 4 所示, Rx1Aperture 为第 Tx1 发射的接收孔径,阵元用实黑矩形表示,另外的 Rx2Aperture 是 Tx2 发射的接收孔径,使用黑边矩形表示,这两个半边孔径相结合得到的就是一个完整的一个接收孔径,该完整的接收孔径中心位于所有接收线组成的范围的中点位置。

[0046] 对于失真而言,主要反映在发射声场与接收线之间的位置关系上面,因此使用半边孔径接收并不会影响到接收线的失真方向情况。图中每条接收线边上都有一条虚线,这些虚线描述了该线的失真方向,可以看到由于接收线相对于发射位置不同,导致了不同方向的失真以及失真程度, Rx1a ~ Rx1d 与 Rx2a ~ Rx2d 失真方向相反。这样,我们可以通过对接收线进行加权求和的方法补偿这种失真。以图 4 的四波束为例,假设四根线位置的加权系数分别为  $(W_1, W_2, W_3, W_4)$  分别对应 Rx1a 位置 ~ Rx1d 位置,根据对称性,实际上只有两个权值,因为  $W_1 = 1 - W_4$ ,  $W_2 = 1 - W_3$ ,对于图 4 等距离分布的四波束接收,加权系数可以是 0.125, 0.375, 0.625, 0.875;这样,一般情况,假如每次发射的接收为 N 条线,那么需要的权值个数为  $[N/2+0.5]$ ,其中  $[ ]$  为取整。具体权值的设定可以有许多种方法,例如,使用两条同位置接收线与发射位置距离的比值计算权值系数。权值设定的一个主要思考方向是确定两条线之间到底多大程度的代表了该位置的信息,比如 Rx1a 和 Rx2a 两条线, Rx1a 比 Rx2a 的失真小,所以对于 Rx1a 的权值应比 Rx2a 的权值大。

[0047] 图 4 所示的是使用左边发射和左边半孔径接收,右边发射右半孔径接收,实际上也可以是左边发射右半孔径接收,右边发射左半孔径接收。

[0048] 图 4 给出了获得一组四个波束的一个方法,即在该组多波束范围的左边发射一个宽波束,该宽波束能够覆盖这一组接收线的范围,使用以这一组接收线范围中点为中心的完整接收孔径的左边一半为该次发射的接收孔径,然后波束合成这四条接收线;同样,右边发射一个同样的宽波束,这一次使用完整接收孔径的右边的一半作为该次发射的接收孔径,然后波束合成了与第一次发射同样位置的四条接收线,使用加权的方法得到了最后的相当于使用完整的接收孔径进行波束合成的四条接收扫描线。

[0049] 图 5 是获得一帧完整数据的流程图,通过将所有的接收线根据每次发射接收波束数分成组,每次使用如图 4 的方法进行两次发射和半孔径接收进行波束合成,将两次合成的接收线数据进行加权去除失真得到完整接收孔径的去除失真接收线组。由于每个接收线组使用的是两次发射即可得到,因此假设每个接收线组条数为  $N$ ,一帧图的接收线条数为  $T \times N$  条,那么可以有  $T$  组接收线,发射的次数为  $(T \times N) / N \times 2 = 2T$  次。举个例子,  $N = 8$ ,一帧图为 128 线(即  $T = 16$ ),那么每帧图只需要发射 32 次,相对与单波束发射,帧率提高四倍,加入单波束使用合成孔径,那么帧率可以提高八倍。

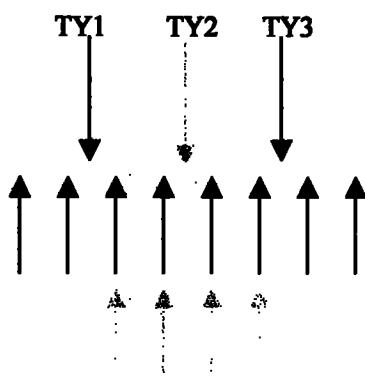


图 1

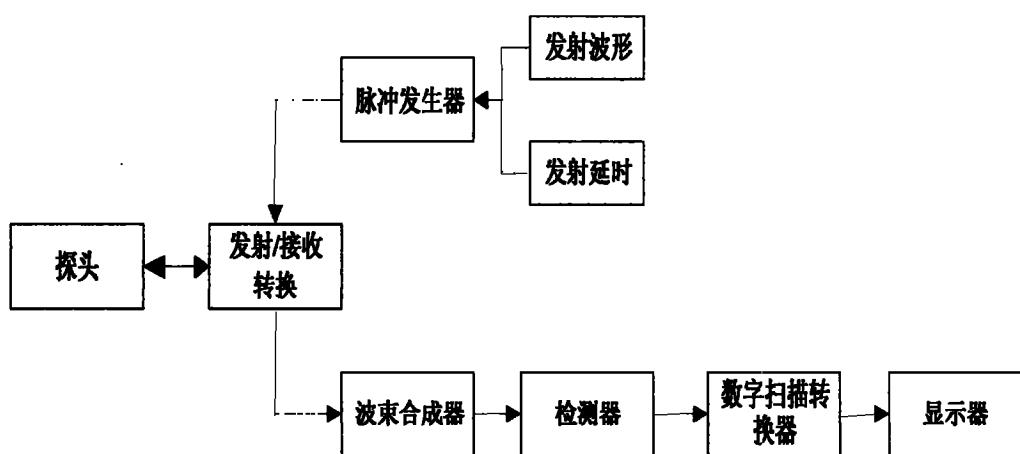


图 2

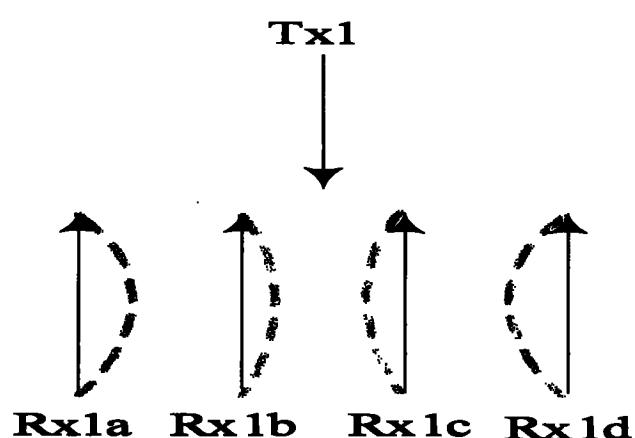


图 3

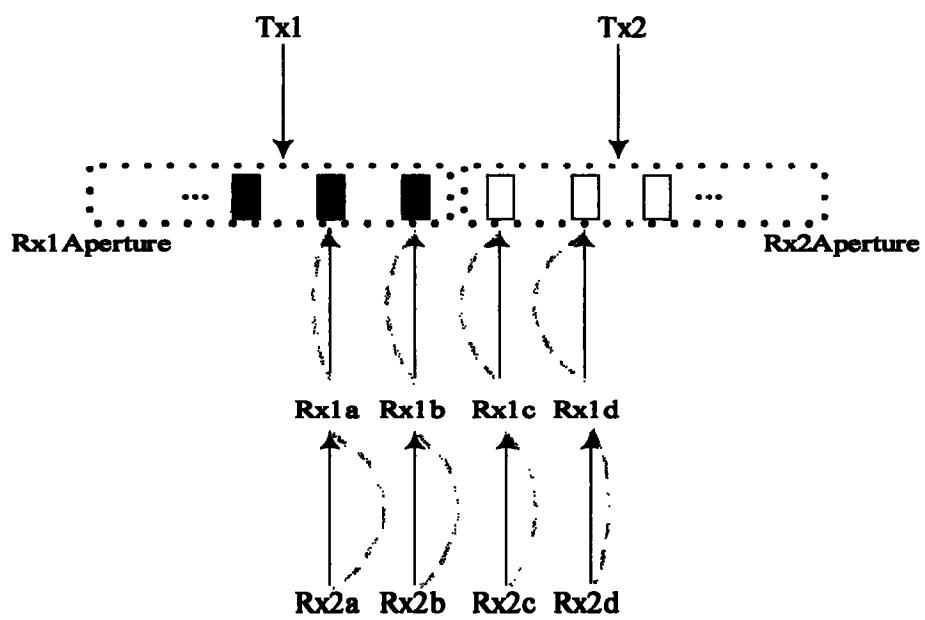


图 4

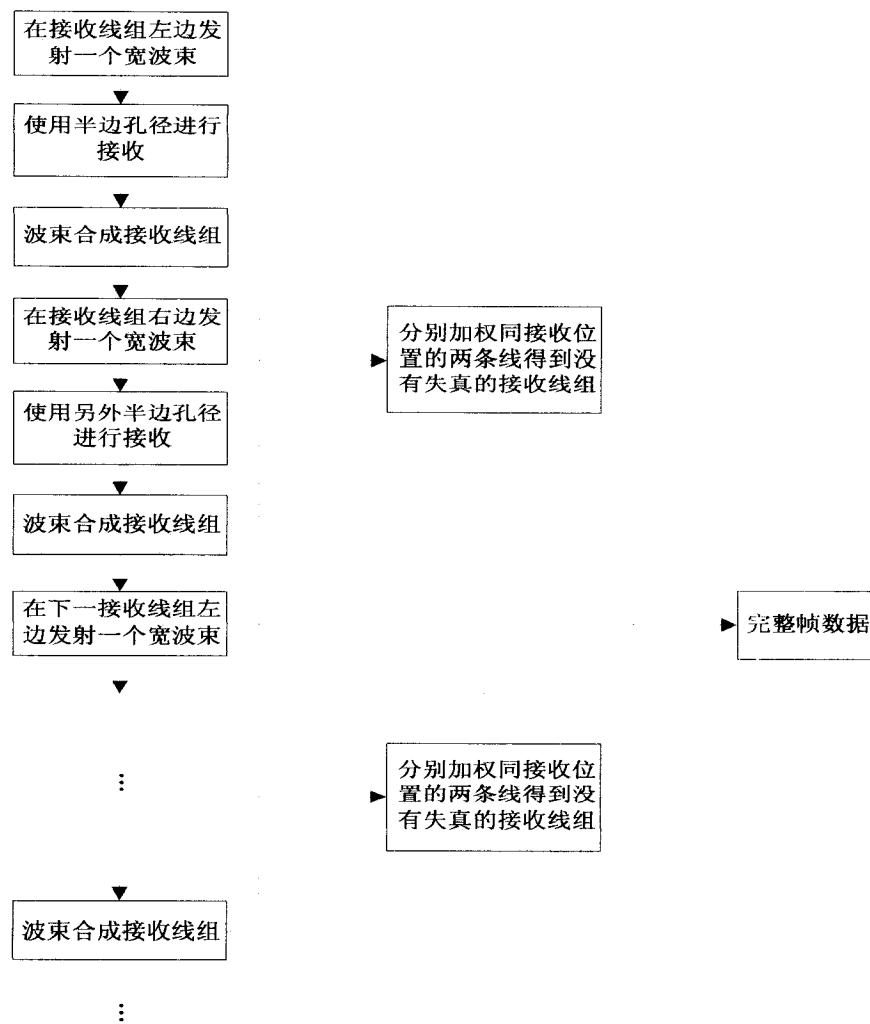


图 5

专利名称(译)	超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法及其装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101190134B</a>	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	CN200610157174.4	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 蒋勇 胡勤军 杨波		
发明人	姚斌 蒋勇 胡勤军 杨波		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52095 G01S15/8927 G01S15/8993 G10K11/345 G01S7/52046 G01S7/52085		
代理人(译)	杨宏		
其他公开文献	<a href="#">CN101190134A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

一种超声波诊断系统中的多波束发射和接收方法及其装置，将探头划分成多个发射接收单元，发射部分包括分别发射第一宽波束和发射第二宽波束的第一发射孔径和第二发射孔径；接收部分包括第一接收孔径和第二接收孔径，所述第一宽波束使用第一接收孔径接收获得第一组接收数据线，所述第二宽波束使用第二接收孔径接收获得第二组接收数据线，所述第一和第二接收孔径结合起来构成以接收线为中心的全接收孔径，分别对所述第一组和第二组接收数据线中处在相同接收位置的两条接收数据线进行加权求和得到一组没有失真的接收数据线，合并各发射接收单元的接收数据线得到完整的帧数据。本发明在保证超声波诊断系统帧率得到提高的同时能够保持一定的横向分辨率。

