

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/44 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710076491.8

[43] 公开日 2009 年 2 月 18 日

[11] 公开号 CN 101366642A

[22] 申请日 2007.8.17

[21] 申请号 200710076491.8

[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 12 路迈瑞大厦

[72] 发明人 姚 斌 李 勇

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫 林 青

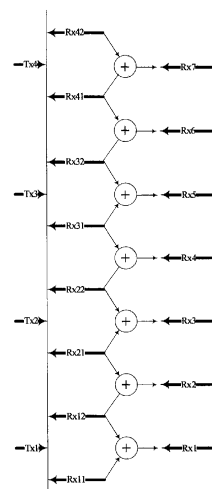
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 3 页

[54] 发明名称

超声成像系统的双波束接收方法

[57] 摘要

一种超声成像系统的双波束接收方法，将探头阵元在不同位置发射下的回声信号经处理和波束合成得到两条接收线；将每相邻两条接收线使用相加的方法来得到一条不失真的接收线，从而既消除了图像的线间差异，又提高扫描帧率。采用本发明，具有简单实用、低实现成本的优点。



1. 一种超声成像系统的双波束接收方法，包括步骤：

- A. 超声系统根据当前发射参数由脉冲发生器产生高压发射脉冲来激励探头阵元，从而发射孔径中各个阵元的发射声波形成所需的发射声场；
- B. 探头接收孔径中的阵元接收来自被检测体的回波信号，形成多路通道的回波数据，所述回波数据经波束合成并行生成与两条接收线相对应的接收数据；
- C. 针对下一发射位置，继续上述步骤 A 和 B，直到探测扫描结束；

其特征在于，步骤 B 还包括：

将上次接收到的第二条接收线数据与当前接收的第一条接收线数据相加平均，以及将当前接收的两条接收线数据相加平均，结果作为与本次发射相对应的两条去失真接收线数据送往后端处理。

2. 根据权利要求 1 所述超声成像系统的双波束接收方法，其特征在于：

所述发射位置的间隔为 0.5 ~ 4 个阵元间距。

3. 根据权利要求 1 所述超声成像系统的双波束接收方法，其特征在于：

接收线数据之间的所述相加平均处理用 FPGA 编程实现。

4. 根据权利要求 1 所述超声成像系统的双波束接收方法，其特征在于：

所述相加平均处理前的接收线数据为来自于波束合成器的射频数据；相应地，所述后端为完成信号解调、求包络处理工作的检测器。

5. 根据权利要求 1 所述超声成像系统的双波束接收方法，其特征在于：

所述相加平均处理前的接收线数据为来自于检测器的扫描线数据；相应地，所述后端为数字扫描转换器。

超声成像系统的双波束接收方法

技术领域 本发明涉及超声技术，尤其涉及医疗超声成像系统中的信号处理，特别是涉及超声信号的接收合成方法。

背景技术 典型超声成像系统的结构原理一般是：前端包括一个由多个阵元组成的探头，每个阵元都具有电信号与声信号互相转换的功能。所述探头与发射/接收转换部分相连接。当系统处于发射状态的时候，脉冲发生器根据预定的发射波形与发射延时参数而产生高压发射脉冲，通过所述发射/接收转换部分来送往并激励探头阵元，该探头阵元发射孔径中各个阵元将电信号转换为声信号，从而形成所需的发射声场。当系统处于接收状态时，探头接收孔径中的阵元接收来自被检测体的回波信号并转换之为电信号，再通过所述发射/接收转换部分传输给系统处理部分，进一步由 A/D（模/数）转换器转换为数字信号；由于每个阵元连接一个通道，这样多个通道的电信号数据进入波束合成器，根据不同的延时被该波束合成器合成而得到与两条接收线相对应的射频接收数据；该数据因为是经过调制的数据，还要利用检测器来完成信号解调、求包络以及采样等处理工作，得到相应的扫描线数据，再经数字扫描转换器(DSC)来处理成可供显示器显示的直角坐标超声图象数据。

在所述超声系统中，一般发射一次超声只波束合成一条接收线数据，如图 3a 所示，每次通过多个阵元组成的发射孔径进行发射，随后使用接收孔径进行接收得到多个通道的接收数据，这些数据通过波束合成得到在同一个位置上的射频接收线，直到最后处理成扫描线；然后探头进行第二个位置的发射以及接收，每个位置的发射孔径与接收孔径可能会有差别，每帧图一般可以由若干条扫描线组成，例如，一个探头有 N 为 128 阵元，扫描线间距 D 为 1 阵元间距，那么就需要有 $N/D = 128$ 条扫描线构成一帧图。因此本例中需要发射的次数 M 为 128 次。假设决定了声音来回传播需要消耗时间的探测深度为 30cm，声音速度为

1540m/s, 则扫描一帧图需要的时间 = $30/100/1540 \times 2 \times N/D \approx 0.05s$, 即帧率可以达到 20 帧/秒。由该计算过程可知, 机器的帧率取决于探测深度、扫描线间距 D 及发射次数。因为探测深度是临床要求, 无法人为改变; 而增大扫描线间距 D 虽可以提高帧率, 却会导致图象质量下降, 一般而言线间距为 1 个阵元已经是相当大了; 因此, 减少发射次数是提高帧率的关键。

利用多波束技术是减少发射次数的一个主要方法。所谓多波束, 就是超声每发射一次就接收合成多条扫描线, 从而提高帧率。实际上, 多波束技术受到发射与接收不在同一位置的影响, 导致了接收波束的失真, 尤其在低密情况下图象失真较大, 表现为线间差异, 并严重影响了对机器图象质量的评价。需要有必要采取一些失真补偿措施来提高系统的竞争性或实用性。

美国专利 (US 5,718,230) 公开了一种在不损失帧率的前提下补偿双波束接收失真的方法。具体如图 1 所示, 每发射一次得到两条扫描线, 例如针对发射 Tx1 获得扫描线 Rx11 和 Rx12, 针对发射 Tx2 获得扫描线 Rx21 和 Rx22... ..; 但为了补偿由于发射与接收不在同一个位置带来的接收线失真, 该方案同时采用重叠去失真的方法, 即, 使相邻两次发射的四条双波束接收线中有两条线重叠, 利用这两条线失真的反向特性, 将它们求平均以得到一条不失真的最终接收线。

上述现有技术的不足之处在于: 由于该双波束相邻两次发射的接收线不得不有重叠, 该方法实际上得到的仍是接近于单波束的帧率。

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不足之处, 而提出一种方法, 实现超声成像系统的双波束接收, 还可以消除双波束超声成像系统中的扫描线失真, 既能够消除线间差异, 又能够提高帧率。

为解决上述技术问题, 本发明的基本构思为: 考察双波束技术中不同位置发射下的各条不重叠接收线之间的特点, 对每相邻两条接收线使用相加平均的方法来得到一条虚拟接收位置的不失真接收线, 从而提高帧率。

作为实现本发明构思的技术方案是，提供一种超声成像系统的双波束接收方法，包括步骤：

- A. 超声系统根据当前发射参数由脉冲发生器产生高压发射脉冲来激励探头阵元，从而发射孔径中各个阵元的发射声波形成所需的发射声场；
- B. 探头接收孔径中的阵元接收来自被检测体的回波信号，形成多路通道的回波数据，所述回波数据经波束合成并行生成与两条接收线相对应的接收数据；
- C. 针对下一次发射的位置，继续上述步骤 A 和 B，直到探测扫描结束；

尤其是，步骤 B 还包括：将上次接收到的第二条接收线数据与当前接收的第一条接收线数据相加平均，以及将当前接收的两条接收线数据相加平均，结果作为与本次发射相对应的两条去失真接收线数据送往后端处理。

采用上述技术方案，能够消除线间差异，可以有效地提高帧率，具有简单实用、低实现成本的优点。

附图说明

图 1 是现有补偿双波束接收失真的方法示意图

图 2 是本发明基于的超声系统原理框图

图 3 是与现有单波束相比较的本发明双波束方法示意图

图 4 是本发明对现有单波束发射声场与接收情况的分析示意图

图 5 是本发明对双波束发射声场与接收情况的分析示意图

图 6 是本发明中双波束发射接收失真情况示意图

图 7 是本发明双波束发射接收中相邻两条接收数据线的合成示意图

图 8 是本发明方法对各接收线去失真的合成示意图

图 9 是本发明超声系统装置实施例之二

具体实施方式 下面，结合附图所示之最佳实施例进一步阐述本发明。

在现有超声系统中，双波束技术的缺点在于，由于发射与接收位置不一致，导致了每

条接收波束的实际接收位置不在接收线位置，产生的失真表现为接收线 PSF (Point Spread Function)，即点扩散函数，的偏向与不对称。

图 4a 示意了如图 3a 所示的单波束发射情况下的发射声场与接收。可见：1) 发射声场为一个聚焦声场，声场能量在焦点位置最聚集，在非焦点位置则较为分散，具体体现在图中就是声场能量等高线的间距在焦点位置比在非焦点位置窄；2) 由于各个阵元发射延时对于发射位置对称，因此声场是对称的，对该单波束系统而言，接收线位置位于发射声场的中轴线，其点扩散曲线 (PSF Curve) 是对称的，并如图 4b 所示，类似一条高斯曲线。

本发明考虑如图 3b 所示的一般双波束发射情况，每次发射得到的接收数据，通过波束合成合成并行的两个接收线位置的数据，该两个接收线位置相对于发射位置是对称的。其发射声场与接收如图 5 所示。因为每条接收线位置两边的声场并不对称，声场最强能量并不在接收线位置，因此，接收线的 PSF 会出现失真，从而如图 5b 所示，这种失真表现在两条接收线的 PSF 曲线不对称，且不对称的方向不一致，均偏向于声场能量大的部分，即偏向于发射中轴线。由于对称性，所述失真的偏向也是对称的，即图示两条 PSF 曲线相对于中轴线（也就是发射线）呈对称。而且这种失真与发射声场相关，由于发射声场在各个探测深度的形状不同，在焦点部分能量最集中，使得接收线的 PSF 失真情况也与深度相关，且在焦点位置最大，在非焦点部分较小。

这样，如图 6 所示的双波束系统中，当每次发射产生的接收线相互之间不重叠时，各接收线之间的失真（如各虚线所示）偏向是交替的，本发明认为这就是图像产生线间差异的原因，且该线间差异的宽度为两个发射波束的宽度。

为此，本发明提出一种双波束接收方法，采取接收线合成的方法来对数据线去失真。如图 7 所示，两条细实线分别代表相邻两条接收线的 PSF 曲线，粗实线为两条细实线相加平均的结果，类似一条高斯曲线。因此，根据对称性可以知道，若对相邻两条接收数据线求和或进一步求平均得到的数据线将位于两个接收位置中间，且 PSF 曲线是对称的，最大能量在中间位置。

因此，本发明方法包括的步骤：

A. 超声系统根据当前发射参数由脉冲发生器产生高压发射脉冲来激励探头阵元，

从而发射孔径中各个阵元的发射声波形成所需的发射声场;

B. 探头接收孔径中的阵元接收来自被检测体的回波信号, 形成多路通道的回波数据, 所述回波数据经波束合成并行生成与两条接收线相对应的接收数据;

C. 针对下一次发射的位置, 继续上述步骤 A 和 B, 直到探测扫描结束;

其特征在于, 步骤 B 还包括: 将上次接收到的第二条接收线数据与当前接收的第一条接收线数据相加平均, 将当前接收的两条接收线数据相加平均, 结果作为与本次发射相对应的两条去失真接收线数据送往后端处理。当前接收到的第二条接收线还可以暂存供下次发射接收后进行数据处理。

如图 8 所示, 接收线 Rx11 和 Rx12 相加平均得到新的接收线 Rx1,

接收线 Rx12 和 Rx21 相加平均得到新的接收线 Rx2,

....

接收线 Rx41 和 Rx42 相加平均得到新的接收线 Rx7

....

这样, 所述新的接收线 Rx1、Rx2 等既消除了失真, 又保持接收线间距不变。由于该实施例中每次发射得到两条扫描线, 因此发射次数相对于单波束情况可以减半, 例如相邻两次发射位置的间隔为 2 个阵元间距时, 其图像的扫描线间距与单波束下 1 个阵元间距的相当, 从而发射次数减半, 提高了成像帧率。

在本发明方法中, 所述扫描线间距可以依临床需要进行调整或设置, 为 0.25~2 个阵元间距; 从而本发明方法中两次发射位置的间隔为 0.5~4 个阵元间距。

上述方法所基于的超声系统可以如图 2 所示, 在现有超声系统的基础之上, 使用数据合成器对经检测器处理的扫描线数据进行去失真处理, 再送往后端数字扫描转换器处理。也可以如图 9 的实施例所示, 先用数据合成器对波束合成器出来的射频接收线数据进行去失真处理, 再送往后端检测器处理。

本发明经过试验验证可行。可以用 FPGA (Field Programmable Gate-Array 现场可编程门阵列) 编程实现, 嵌入系统, 只占用极少的系统资源; 或者依托于操作系统以软件方式实现, 均可达到较低实现成本。

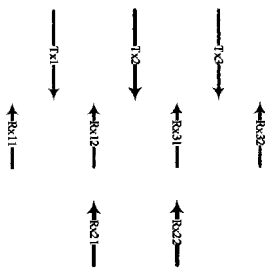


图 1

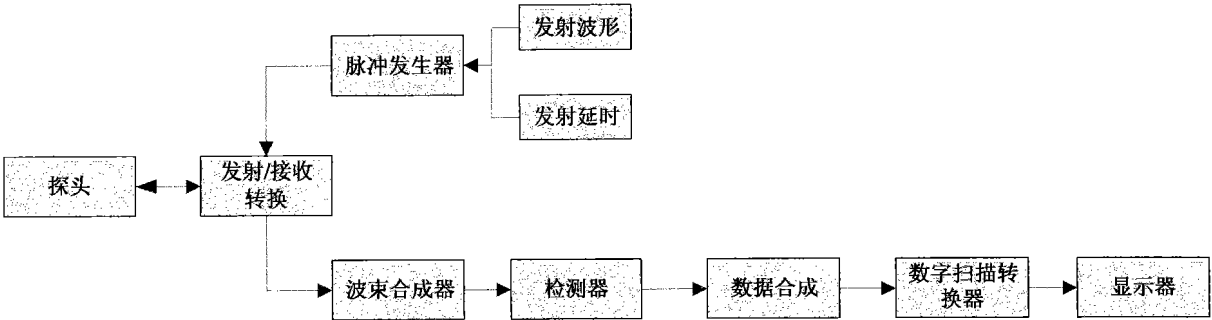


图 2

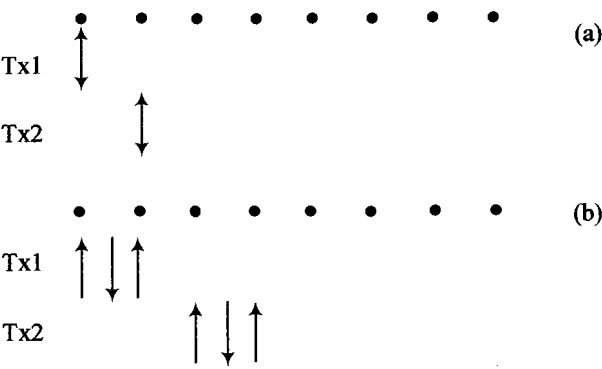


图 3

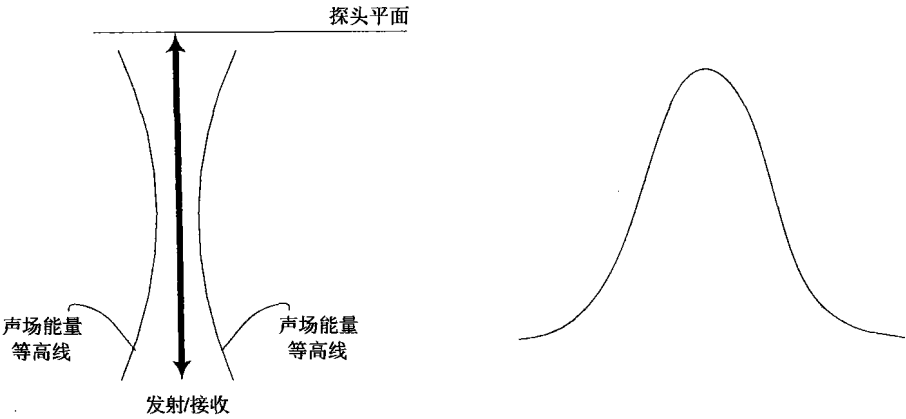


图 4

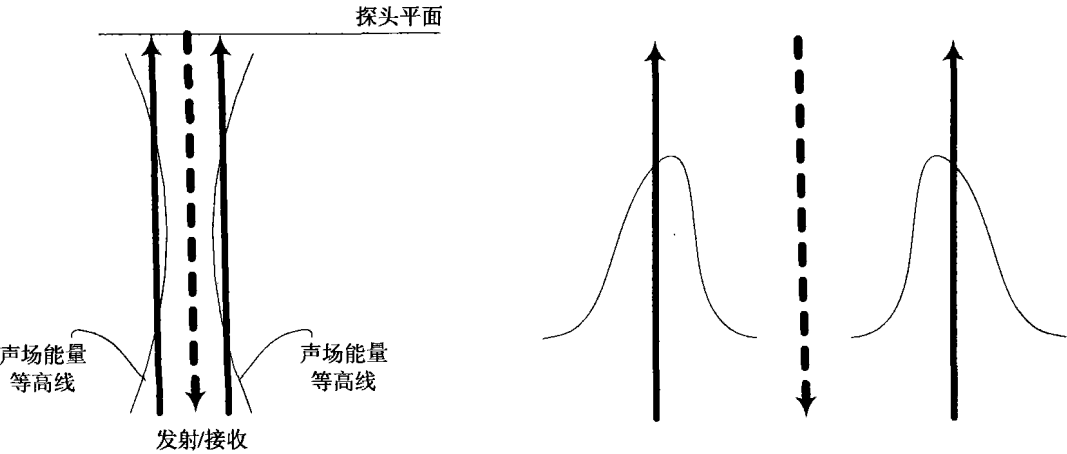


图 5

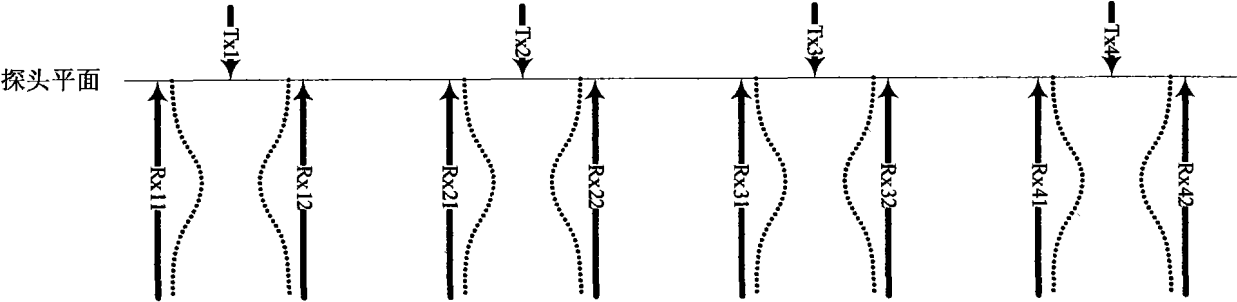


图 6



图 7

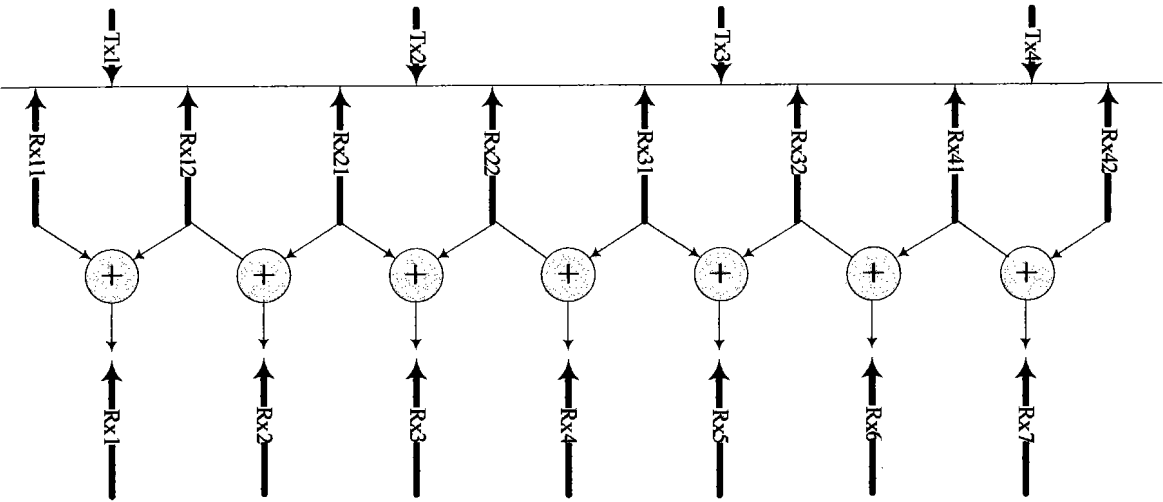


图 8

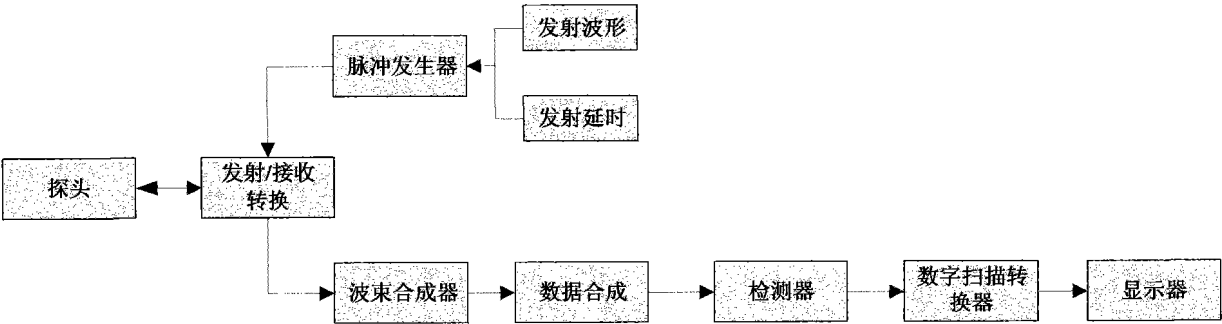


图 9

专利名称(译)	超声成像系统的双波束接收方法		
公开(公告)号	CN101366642A	公开(公告)日	2009-02-18
申请号	CN200710076491.8	申请日	2007-08-17
[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 李勇		
发明人	姚斌 李勇		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/44		
代理人(译)	林青		
其他公开文献	CN101366642B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像系统的双波束接收方法，将探头阵元在不同位置发射下的回声信号经处理和波束合成得到两条接收线；将每相邻两条接收线使用相加的方法来得到一条不失真的接收线，从而既消除了图像的线间差异，又提高扫描帧率。采用本发明，具有简单实用、低实现成本的优点。

