

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

G01S 15/00 (2006.01)

G01S 7/52 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610063778.2

[43] 公开日 2008 年 7 月 2 日

[11] 公开号 CN 101209211A

[22] 申请日 2006.12.30

[21] 申请号 200610063778.2

[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 程东彪 蒋 勇 康小刚

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫

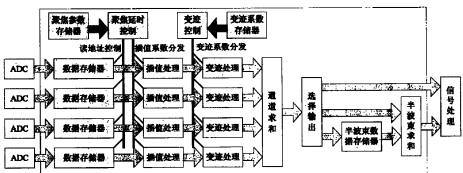
权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 6 页

[54] 发明名称

接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法及装置

[57] 摘要

一种接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法及装置，涉及医学超声波领域，支持单个或多个波束合成，可以结合不同应用场合，灵活地改变接收孔径的最大数目和接收孔径在探头上的位置。在观测静态组织结构时，发射器在同一物理位置扫描两次，这时接收孔径数为物理通道数的两倍，对成像质量有明显改善作用。当观测高速运动的组织，或者进行血流的多普勒成像时，发射器在同一物理位置只扫描一次，接收孔径的中心靠近发射线或者和发射线重合，此时帧率可提高一倍。相比现有技术的有益效果在于：应用单波束或多波束，支持接收任意位置接收孔径的回波。还可以改变最大孔径数，使孔径中心靠近或重合于发射线，不合成孔径也可以得到波束合成的结果，相同扫描深度下的帧率可以达到在先申请专利的一倍。



1. 一种接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法, 用于 k 波束和 n 条接收处理通道, 即物理通道的超声成像系统的波束合成, 此处 k 和 n 都是自然数, $k = 1, 2, 3, \dots, t$; $n = 1, 2, 3, \dots, m$; 从探头上任意选择 n 个阵元用于接收回波的, 称作子阵, 被选中的阵元构成接收孔径; 所述方法包括步骤
 - A. 发射器激励探头上 n 个阵元的换能器发射超声波, 换能器组在下次发射前, 接收肌体组织反射回来的超声波并转化成电信号, 此即接收孔径内的回波信号;
 - B. 所述接收孔径内的回波信号经由阵元选择装置, 通常是模拟开关, 进入到放大器; 由该放大器放大的回波信号通过模数转换器进行抽取和量化, 变为数字信号;
 - E. n 条通道的数字信号在波束合成环节同时进入各自的数据存储器, 在聚焦延时电路的控制下, 再根据通道间不同的延时, 按照不同的读地址读出各条通道的数据, 从而令各通道信号的延时精度达到一个采样周期; 之后在聚焦延时电路控制下, 每条通道按照各自的插值系数完成插值处理, 信号的延时精度得到进一步提高; n 通道的信号在完成聚焦延时后, 再乘以不同的权重进行变迹处理, 用于削弱声束旁瓣造成的伪像; 完成聚焦和变迹后, n 通道的信号进行求和;
 - F. n 通道的信号求和后变为一路信号, 其数据进入选择输出单元;所述方法的特征在于, 在所述步骤 B 之后、步骤 E 之前, 还包括步骤:
 - C. 借助控制软件选择, 如果是观测静态组织结构, 发射器在同一物理位置扫描两次, 此时须判断是否为合成孔径的第一次扫描, 如果是, 中心位于扫描线一侧接收孔径的回波信号进入波束合成环节, 得到 k 波束各自的半波束合成结果, 存储到半波束数据存储器中; 如果是合成孔径的第二次扫描, 中心位于扫描线另一侧接收孔径的回波信号进入波束合成环节, 得到 k 波束各自的另外半波束的合成结果; 读取前一次扫描存储在半波束数据存储器中的数据, 和第二次得到的半波束数据进行求和处理, 即使用两次的半波束进行合成孔径, 这时接收孔径数为物理通道数的两倍;
 - D. 借助控制软件选择, 如果是观测高速运动的组织, 或者进行血流的多普勒成像, 在形成一帧图像的过程中, 发射器在同一物理位置只扫描一次, 接收孔径的中心靠近发射线或者和发射线重合, 接收孔径的回波信号直接合成 k 波束, 不再作为半波束等待合成孔径, 此时接收孔径数与物理通道数相等。
2. 按照权利要求 1 所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法, 其特征在于: 超声成像系统控制软件的运行包括步骤

- a. 扫描初始化;
 - b. 将接收子阵在探头上的位置范围数值写入硬件寄存器;
 - c. 硬件按照子阵位置范围寄存器的指示, 打开接收子阵到物理通道的模拟开关;
 - d. 发射, 对接收的回波进行放大和模数转换, 数据进入延时存储器;
 - e. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定聚焦参数存储器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出延时存储器读地址和插值系数, 分发到n条接收处理通道;
 - f. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定变迹参数寄存器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出变迹系数, 分发到n条接收处理通道;
 - g. n条通道按照各自的聚焦参数和变迹参数, 完成数据的延时和变迹处理;
 - h. n条通道求和;
 - i. 判断是否合成孔径, 如果是, 再判断是否为第一次扫描; 仍然是的话, 合成孔径的半波束数据写入数据存储器, 返回步骤b;
 - j. 如果不是第一次扫描, 则从半波束数据存储器中读出前一次扫描的半波束数据, 和当前扫描得到的半波束数据求和; 执行步骤1;
 - k. 如果不是合成孔径, 执行步骤1;
 1. 波束合成环节结束, 数据进入信号处理环节。
3. 按照权利要求 1 所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法, 其特征在于:
一次扫描合成 k 波束, 采用分时复用 n 条接收处理通道; 超声成像系统控制软件的运行包括步骤
- a. 扫描初始化;
 - b. 将接收子阵在探头上的位置范围数值写入硬件寄存器;
 - c. 硬件按照子阵位置范围寄存器的指示, 打开接收子阵到物理通道的模拟开关;
 - d. 发射, 对接收的回波进行放大和模数转换, 数据进入延时存储器;
 - e. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定聚焦参数存储器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出k波束各自的延时存储器读地址和插值系数, 分发到n条接收处理通道;
 - f. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定变迹参数寄存器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出k波束各自的变迹系数, 分发到n条接收处理通道;
 - g. n条通道按照各自的聚焦参数和变迹参数, 完成数据的延时和变迹处理; 分时复用, 每个时钟周期完成k波束中一个波束的处理;
 - h. n条通道求和; 分时复用, 每一时钟周期完成k波束中一个波束的处理;

- i. 判断是否合成孔径, 如果是, 再判断是否为第一次扫描; 仍然是的话, 将k波束合成孔径的半波束数据写入数据存储器, 返回步骤b;
 - j. 如果不是第一次扫描, 则从半波束数据存储器中读出前一次扫描的k波束的半波束数据, 和当前扫描得到的k波束的半波束数据求和; 分时复用, 每一时钟周期完成k波束中一个波束的处理; 执行步骤1;
 - k. 如果不是合成孔径, 执行步骤1;
 1. 波束合成环节结束, 数据进入信号处理环节。
4. 按照权利要求 2 所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法, 其特征在于:
- 所述方法兼容 $k=1$, 即单波束合成, 用于接收线位置和发射波束中心重合的情况, 此时每条通道 k 波束的聚焦参数和变迹参数是相同的, 参数分发电路为 n 条处理通道分发单一波束的参数。
5. 按照权利要求 3 所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法, 其特征在于:
- 所述方法用于 $k \neq 1$ 的多波束合成, 接收子阵可以相同, 但各波束的聚焦参数和变迹参数不尽相同, 参数分发电路为 n 条处理通道分发 k 波束各自的参数。
6. 一种接收孔径可调整的数字化超声波束合成装置, 用于 k 波束和 n 条接收处理通道, 即物理通道的超声成像系统的波束合成, 此处 k 和 n 都是自然数, $k = 1, 2, 3, \dots, t$; $n = 1, 2, 3, \dots, m$; 从探头上任意选择 n 个阵元用于接收回波的, 称作子阵, 被选中的阵元构成接收孔径; 所述装置包括并行的 n 套接受来自模数变换器信息的数据存储器、串联于其后的插值处理电路, 以及再串联于后面的变迹处理电路, 由此输出的 n 路数据并行输入通道求和电路, 求和后成为一路信号进入选择输出电路; 其特征在于:
- 还包括贮存延时读地址和插值系数的聚焦参数存储器、聚焦延时控制电路、贮存变迹系数的变迹系数存储器以及变迹控制电路; 当选择不同子阵参与波束合成时, 控制读取地址的范围, 将参数从相应的地址范围内读出, 按顺序分发到 n 条物理通道, 遂可按照阵元在探头上的位置, 对所述各物理通道中的回波信号进行相应的延时和变迹处理; 所述装置还包括在所述选择输出电路之后的半波束数据存储器 and 半波束求和电路, 用于借助控制软件实现合成孔径。
7. 按照权利要求 6 所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成装置, 其特征在于:
- 所述装置还包括控制 n 条接收处理通道作 k 次分时复用的电路, 该电路使用计数

器实现,第一计数器A用于控制波束合成的时间段,当软件控制的扫描使能信号无效时,计数器A的值清零;扫描使能信号有效后,计数器A开始加一循环计数,计数器的值大于P的时间段为波束合成时间段,波束合成电路开始按照n条通道不同的读地址从数据存储器中读出数据;计数器A的值小于等于P的非波束合成时间段,主要完成切换模拟开关,发射,将各通道回波数据写入数据存储器;第二计数器B用于控制n条接收处理通道作k次分时复用,计数器B在非波束合成时间段计数值恒定为1,在波束合成时间段中,计数器B从1到k递增循环计数,每个时钟周期递增值为1,计数器B的计数值为1时,n条接收处理通道处理波束1,计数值为2时,所述处理通道处理波束2,以此类推,当计数器值为k时,所述处理通道处理波束k,然后在下一个时钟周期计数器恢复为1时,再次处理波束1。

8. 按照权利要求6所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成装置,其特征在于:

所述装置包括的聚焦参数存储器、聚焦延时控制电路、变迹系数存储器以及变迹控制电路均采用FPGA,即现场可编程门阵列器件实现,所述装置中的控制电路和通道处理的数字电路可以使用FPGA内部的逻辑资源实现,存储器可以使用FPGA内部的RAM资源,也可以在FPGA外部外挂专用存储器。

9. 按照权利要求6所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成装置,其特征在于:

所述装置包括的聚焦参数存储器、聚焦延时控制电路、变迹系数存储器以及变迹控制电路均采用DSP,即数字信号处理器来实现;所述装置中的存储器可以使用DSP内部的RAM资源,也可以通过在DSP外部外挂专用存储器来实现,所述装置的控制和通道处理,则通过软件调用DSP的中心处理器和专用电路来实现。

10. 按照权利要求6所述的接收孔径可调整的数字化超声波束合成装置,其特征在于:

所述装置灵活改变接收孔径在探头上的位置是通过以下方法实现的:通过软件向硬件写控制字,硬件解析控制字后,控制探头阵元和接收通道间模拟开关的打开和关闭,模拟开关打开的阵元构成接收孔径;不同的软件控制字对应接收孔径在探头上的不同位置。

接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法及装置

技术领域 本发明涉及用超声波作医学测量以及观测人体血流量和多普勒成像的方法和装置，特别是涉及接收孔径任意可调整的超声波束合成方法及装置

背景技术 现有技术超声成像系统中，提高图像质量、提高成像帧率和降低产品成本是设计者追求的重要目标。降低成本将使产品更具竞争力。不过，低成本产品中，图像质量和帧率经常会相互制约，因此，在图像质量和帧率不能兼顾的情况下，需要根据不同的应用场合，采取灵活措施，解决其中的主要矛盾。

本申请人于2004年12月15日递交的名称为“基于双波束及合成孔径的接收方法及其装置”的中国专利申请 CN 1788685A 公开了一种波束合成的方法和装置，能在不降低帧率或图像质量的情况下，降低接收电路成本。但是所述专利申请 CN 1788685A 公开的技术仅支持双波束接收，并且每次扫描，接收孔径只能处于扫描线的左侧或右侧。在所述专利申请 CN1788685A 中，只有经过合成孔径才能得到波束合成的结果，要提高帧率只能借助于减少扫描深度。

发明内容 本发明要解决的技术问题在于避免上述现有技术的不足之处而提出一种接收孔径任意可调整的数字化超声波束合成方法和装置，它可以支持单个或多个波束的合成，并且可以结合不同的应用场合，灵活地改变接收孔径的最大数目和接收孔径在探头上的位置。在观测静态组织结构时，发射器在同一物理扫描位置扫描两次，第一次发射时，中心位于扫描线一侧的接收孔径的回波信号进入波束合成环节，得到多波束各自的半波束合成结果；第二次发射时，中心位于扫描线另一侧的接收孔径的回波信号进入波束合成环节，得到多波束各自的另外半波束的合成结果。然后使用两次的半波束进行合成孔径，这时接收孔径数为物理通道数的两倍。接收孔径数的增加有助于提高图像的信噪比和横向分辨率，对静态组织成像质量有明显的改善作用。当观测高速运动的组织，或者进行血流的多普勒成像时，高帧率对于系统更为重要。在形成一帧图像的过程中，发射器在同一物理扫描位置只扫描一次，接收孔径的中心靠近发射线或者和发射线重合，接收孔径的回波信号直接合成多个波束，不再作为半波束等待合成孔径。相对于前一种工作方式，此时的帧率可提高一倍。另外，本发明方法和装置也可以通过改变接收子阵中心相对扫描线的位置，

灵活选择接收子阵，通过选择更多较强回波信号进行波束合成以提高信噪比，进而优化图像质量。

本发明解决所述技术问题是通过采用以下技术方案来实现的：提出一种接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法，用于 k 波束和 n 条接收处理通道即物理通道的超声成像系统的波束合成，此处 k 和 n 都是自然数， $k = 1, 2, 3, \dots, t$ ； $n = 1, 2, 3, \dots, m$ ；从探头上任意选择 n 个阵元用于接收回波的，称作子阵，被选中的阵元构成接收孔径；所述方法包括步骤

- A. 发射器激励探头上 n 个阵元的换能器发射超声波，换能器组在下次发射前，接收肌体组织反射回来的超声波并转化成电信号，此即接收孔径内的回波信号；
 - B. 所述接收孔径内的回波信号经由阵元选择装置，通常是模拟开关，进入到放大器；由该放大器放大的回波信号通过模数转换器进行抽取和量化，变为数字信号；
 - E. n 条通道的数字信号在波束合成环节同时进入各自的数据存储器，在聚焦延时电路的控制下，再根据通道间不同的延时，按照不同的读地址读出各条通道的数据，从而令各通道信号的延时精度达到一个采样周期；之后在聚焦延时电路控制下，每条通道按照各自的插值系数完成插值处理，信号的延时精度得到进一步提高； n 通道的信号在完成聚焦延时后，再乘以不同的权重进行变迹处理，用于削弱声束旁瓣造成的伪像；完成聚焦和变迹后， n 通道的信号进行求和；
 - F. n 通道的信号求和后变为一路信号，其数据进入选择输出单元；
- 尤其是，在所述步骤 B 之后、步骤 E 之前，还包括步骤：

- C. 借助控制软件选择，如果是观测静态组织结构，发射器在同一物理位置扫描两次，此时须判断是否为合成孔径的第一次扫描，如果是，中心位于扫描线一侧接收孔径的回波

信号进入波束合成环节，得到 k 波束各自的半波束合成结果，存储到半波束数据存储器中；如果是合成孔径的第二次扫描，中心位于扫描线另一侧接收孔径的回波信号进入波束合成环节，得到 k 波束各自的另外半波束的合成结果；读取前一次扫描存储在半波束数据存储器中的数据，和第二次得到的半波束数据进行求和处理，即使用两次的半波束进行合成孔径，这时接收孔径数为物理通道数的两倍；

- D. 借助控制软件选择，如果是观测高速运动的组织，或者进行血流的多普勒成像，在形成一帧图像的过程中，发射器在同一物理位置只扫描一次，接收孔径的中心靠近发射线或者和发射线重合，接收孔径的回波信号直接合成 k 波束，不再作为半波束等待合成孔径，此时接收孔径数与物理通道数相等。

本发明解决所述技术问题还可以通过采用以下技术方案来进一步实现：提出一种接收孔径可调整的数字化超声波束合成装置，用于 k 波束和 n 条接收处理通道即物理通道的超声成像系统的波束合成，此处 k 和 n 都是自然数， $k = 1, 2, 3, \dots, t$ ； $n = 1, 2, 3, \dots, m$ ；从探头上任意选择 n 个阵元用于接收回波的，称作子阵，被选中的阵元构成接收孔径；所述装置包括并行的 n 套接受来自模数变换器信息的数据存储器、串联于其后的插值处理电路，以及再串联于后面的变迹处理电路，由此输出的 n 路数据并行输入通道求和电路，求和后成为一路信号进入选择输出电路；尤其是，还包括贮存延时读地址和插值系数的聚焦参数存储器、聚焦延时控制电路、贮存变迹系数的变迹系数存储器以及变迹控制电路；当选择不同子阵参与波束合成时，控制读取地址的范围，将参数从相应的地址范围内读出，按顺序分发到 n 条物理通道，遂可按照阵元在探头上的位置，对所述各物理通道中的回波信号进行相应的延时和变迹处理；所述装置还包括在所述选择输出电路之后的半波束数据存储器 and 半波束求和电路，用于借助控制软件实现合成孔径。

同现有技术相比较，本发明的有益效果在于：可以应用单波束或多波束的波束合成装置，多波束包括但不限于两个波束或四个波束。而且，本发明的波束合成装置支持接收任意位置接收孔径的回波。本发明方法还可以改变最大孔径数，使孔径中心靠近或重合于发射线，不合成孔径也可以得到波束合成的结果，相同扫描深度下的帧率可以达到在先申请专利 CN 1788685A 所述装置的一倍。

附图说明 图 1 是现有技术典型的超声成像系统示意结构框图；

图 2 是现有技术物理通道组成的示意结构框图；

图 3 是本发明超声波束合成的实现框图；

图 4 是本发明超声成像系统的简明工作流程图；

图 5 是本发明的第一种工作模式，合成孔径示意图，包括图 5-1 和图 5-2，其中图 5-1 是合成孔径之第一次扫描电路连接示意框图，图 5-2 是合成孔径之第二次扫描电路连接示意框图；

图 6 是本发明的第二种工作模式，不合成孔径的电路连接示意框图；

图 7 是本发明 8 阵元、4 通道超声系统的各种接收子阵模式；

图 8 是图 7 各种子阵对应的参数存储器读出地址范围；

图 9 是本发明一次扫描合成 4 波束的简明工作流程图；

图 10 是图 9 中合成 4 波束分时复用同一通道的示意图；

图 11 是控制通道分时复用的计数器 A 的工作时序图；

图 12 是控制通道分时复用的计数器 B 的工作时序图。

具体实施方式 现有技术典型的超声成像系统如图1所示,包括探头阵元(换能器组)、发射器、放大器、模数转换器、波束合成器、信号处理单元、扫描变换装置、显示设备以及主控制器等。低成本应用中,一般探头阵元数大于接收通道数,每次接收时只能选取部分子阵的回波信号进入接收通道进行处理。阵元选择,即接收孔径选择装置也是必不可少的,被选中的阵元构成接收孔径。图1中,为表述方便,假设阵元数为8(实际阵元数一般大于8),接收通道数为4(实际接收通道数一般大于4)。

所述超声成像系统的工作过程如下:发射器激励探头阵元的换能器发射超声波,换能器组在下次发射前,接收肌体组织反射回来的超声波并转化成电信号。接收孔径内的回波信号经过阵元选择装置,进入到放大器。经过放大的信号通过模数转换器(ADC)进行抽取和量化,变为数字信号。多条通道的数字信号在波束合成环节中进行聚焦延时,变迹(加权处理)。各通道求和后变为一路信号,送入到信号处理环节进行解调和滤波等处理,再经过数字扫描变换器(DSC)变换后送到显示装置成像。

出于成本以及性价比的考虑,超声探头阵元和物理通道并不是一一对应的,通常是若干阵元共用一条物理通道。所谓物理通道,参见图2,是指对超声回波信号进行处理的一系列超声前端电路,包括放大器,模数转换器,波束合成环节中的数据存储器,插值电路和变迹处理电路。在图1所示的超声成像系统中,已经假设阵元数为8,物理通道数为4。阵元/接收孔径选择装置通过模拟开关实现,每个模拟开关的输入端都只和一个阵元对应,若干模拟开关的输出端连接在一个物理通道的输入端上。在图1所示的系统中,模拟开关(1,5)的输出端和通道1相连,每次接收时模拟开关(1,5)只能打开一路,也就是说阵元(1,5)的回波信号只有一路能够进入到通道1完成后续处理;同理,模拟开关(2,6)、(3,7)、(4,8),分别和通道2、3、4相连,每次接收时模拟开关(2,6)、(3,7)、(4,8)只能打开一路,也就是说阵元(2,6)、(3,7)、(4,8)的回波信号只有一路能够进入到通道2、3、4完成后续处理。当阵元数和物理通道的数目增加时,例如探头阵元数为128,物理通道数为32,可以将1、33、65和97号阵元共用物理通道1,而2、34、66和98号阵元共用物理通道2,以此类推。共用一条物理通道的4个模拟开关每次接收时只能有一路打开,也就是4个阵元中只有一路信号能够进入物理通道完成后续处理。作为本发明的考虑,设物理通道数为 n ,进入同一个模拟开关的阵元号,只要依次相差 n ,就可以从探头上任意选择 n 个阵元构成子阵用于接收回波。子阵中阵元的序号是连续的,或者子阵中阵元的位置关于探头中心对称。本发明结合图7用一套8阵元4通道的超声系统作简要说明。图7中,a为阵元和模拟开关的连接关系,b为扫描线左侧4个阵元构成接收子阵,c为扫描线右侧4个阵元构成接收子阵,d为扫描线左右两侧各2个阵元构成接收子阵,e为位置关于扫描线对称的4个阵元构成接收子阵,f和g中发射线左右的子阵数不同。图7中,

b和c, d和e两两配合使用可以进行合成孔径, 将参与波束合成的通道数提高一倍; d也可单独使用, 这时帧率相对合成孔径的情况可以提高一倍; f和g可以用于扫描线不垂直于探头表面的情况, 也可以用于合成孔径, 这样可以选回波较强的阵元组成子阵, 得到更好的变迹效果, 通过提高信噪比从而优化图像质量。

运用本发明波束合成方法时, 超声成像系统控制软件的运行包括步骤

- a. 扫描初始化;
- b. 将接收子阵在探头上的位置范围数值写入硬件寄存器;
- c. 硬件按照子阵位置范围寄存器的指示, 打开接收子阵到物理通道的模拟开关;
- d. 发射, 对接收的回波进行放大和模数转换, 数据进入延时存储器;
- e. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定聚焦参数存储器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出延时存储器读地址和插值系数, 分发到n条接收处理通道;
- f. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定变迹参数寄存器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出变迹系数, 分发到n条接收处理通道;
- g. n条通道按照各自的聚焦参数和变迹参数, 完成数据的延时和变迹处理;
- h. n条通道求和;
- i. 判断是否合成孔径, 如果是, 再判断是否为第一次扫描; 仍然是的话, 合成孔径的半波束数据写入数据存储器, 返回步骤b;
- j. 如果不是第一次扫描, 则从半波束数据存储器中读出前一次扫描的半波束数据, 和当前扫描得到的半波束数据求和; 执行步骤1;
- k. 如果不是合成孔径, 执行步骤1;
- l. 波束合成环节结束, 数据进入信号处理环节。

在一次扫描合成k波束, 并采用分时复用n条接收处理通道时, 超声成像系统控制软件的运行包括步骤

- a. 扫描初始化;
- b. 将接收子阵在探头上的位置范围数值写入硬件寄存器;
- c. 硬件按照子阵位置范围寄存器的指示, 打开接收子阵到物理通道的模拟开关;
- d. 发射, 对接收的回波进行放大和模数转换, 数据进入延时存储器;
- e. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定聚焦参数存储器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出k波束各自的延时存储器读地址和插值系数, 分发到n条接收处理通道;
- f. 按照子阵位置范围寄存器的指示, 确定变迹参数寄存器的读取地址范围, 从读取地址范围内读出k波束各自的变迹系数, 分发到n条接收处理通道;

- g. n 条通道按照各自的聚焦参数和变迹参数,完成数据的延时和变迹处理;分时复用,每个时钟周期完成 k 波束中一个波束的处理;
- h. n 条通道求和;分时复用,每一时钟周期完成 k 波束中一个波束的处理;
- i. 判断是否合成孔径,如果是,再判断是否为第一次扫描;仍然是的话,将 k 波束合成孔径的半波束数据写入数据存储器,返回步骤b;
- j. 如果不是第一次扫描,则从半波束数据存储器中读出前一次扫描的 k 波束的半波束数据,和当前扫描得到的 k 波束的半波束数据求和;分时复用,每一时钟周期完成 k 波束中一个波束的处理;执行步骤l;
- k. 如果不是合成孔径,执行步骤l;
- l. 波束合成环节结束,数据进入信号处理环节。

本发明方法兼容 $k=1$, 即单波束合成, 用于接收线位置和发射波束中心重合的情况, 此时每条通道 k 波束的聚焦参数和变迹参数是相同的, 参数分发电路为 n 条处理通道分发单一波束的参数。所述方法如果用于 $k \neq 1$ 的多波束合成, 接收子阵可以相同, 但各波束的聚焦参数和变迹参数不尽相同, 参数分发电路为 n 条处理通道分发 k 波束各自的参数。

本发明接收孔径可调整的数字化超声波束合成装置, 用于 k 波束和 n 条接收处理通道即物理通道的超声成像系统的波束合成, 此处 k 和 n 都是自然数, $k = 1, 2, 3, \dots, t$; $n = 1, 2, 3, \dots, m$; 从探头上任意选择 n 个阵元用于接收回波的, 称作子阵, 被选中的阵元构成接收孔径; 所述装置包括并行的 n 套接受来自模数变换器信息的数据存储器、串联于其后的插值处理电路, 以及再串联于后面的变迹处理电路, 由此输出的 n 路数据并行输入通道求和电路, 求和后成为一路信号进入选择输出电路; 尤其是还包括贮存延时读地址和插值系数的聚焦参数存储器、聚焦延时控制电路、贮存变迹系数的变迹系数存储器以及变迹控制电路; 当选择不同子阵参与波束合成时, 控制读取地址的范围, 将参数从相应的地址范围内读出, 按顺序分发到 n 条物理通道, 遂可按照阵元在探头上的位置, 对所述各物理通道中的回波信号进行相应的延时和变迹处理; 所述装置还包括在所述选择输出电路之后的半波束数据存储器 and 半波束求和电路, 用于借助控制软件实现合成孔径。

本发明整个波束合成装置的实现, 参见图3的结构框图。所述波束合成装置作为超声系统重要组成部分运行时的简明工作流程, 见图4。所述波束合成装置运行时, 各模拟通道的模拟信号经模数转换器抽样和量化后, 变为数字信号。在波束合成环节, 各通道的数字信号同时进入各自的数据存储器, 在聚焦延时电路的控制下, 再根据通道间不同的延时, 按照不同的读地址读出各条通道的数据。经过这一步处理后, 各通道信号的延时精度可以达到一个采样周期。之后在聚焦延时电路的控制下, 每条通道按照各自的插值系数完成插

值处理,信号的延时精度得到进一步的提高。各条通道的信号在完成聚焦延时后,再乘以不同的权重进行变迹处理,用于削弱声束旁瓣造成的伪像。完成聚焦和变迹后,各条通道的信号进行求和,求和之后的数据进入选择输出单元。如果不进行合成孔径,数据直接送入到后续的信号处理环节。如果需要进行合成孔径,则判断是否为合成孔径的第一次扫描,对于第一次扫描得到的半波束数据,直接存储到半波束数据存储器中。如果是合成孔径的第二次扫描,读取前一次扫描存储在半波束数据存储器中的数据,和第二次得到的半波束数据进行求和处理,求和之后的数据送到后续信号处理环节。

本发明中的波束合成装置可以支持一个或多个波束的合成。整个装置的控制电路可以控制阵元选择单元的每个模拟开关;聚焦控制电路和变迹控制电路,可以为波束合成的各个通道分发不同阵元对应的延时读地址、插值系数和变迹系数。通过这样的机制,本发明中的波束合成装置可以支持接收孔径任意可调,可以灵活地改变接收孔径的最大数目和接收孔径在探头上的位置,适应不同的应用场合。

按照不同的应用场合,本波束合成装置可以设定两种典型工作模式。为叙述方便,通过一套8阵元4通道的简化系统说明整个装置的工作原理。

当观测静态组织时,使用第一种工作模式,发射器在同一物理扫描位置扫描两次。第一次扫描时,中心位于扫描线一侧的接收孔径的回波信号进入波束合成环节进行合成,如图5-1所示,位于扫描线同一侧的1至4阵元的模拟开关闭合,阵元1至4的回波分别进入物理通道1至4,聚焦控制电路和变迹控制电路分别为通道1至4加载阵元1至4对应的延时读地址、插值系数和变迹系数,四条物理通道的信号经处理后求和,得到多波束各自的半波束合成结果,存储至半波束数据存储器。第二次扫描时,中心位于扫描线另一侧的接收孔径的回波信号进入波束合成环节进行合成,如图5-2所示,位于扫描线同一侧的5至8阵元的模拟开关闭合,阵元5至8的回波分别进入物理通道1至4,聚焦控制电路和变迹控制电路为通道1至4加载阵元5至8对应的延时读地址、插值系数和变迹系数,得到多波束各自的另外半波束的合成结果;从存储器中读出前次扫描的半波束数据,然后两个半波束进行合成孔径。这时接收孔径数为物理通道数的两倍,可以提高图像的信噪比和横向分辨率,对静态组织成像质量有提升作用。

当观测高速运动的组织,或者进行血流的多普勒成像时,使用第二种工作模式,在形成一帧图像的过程中,发射器在同一物理扫描位置只扫描一次,发射线两侧阵元的回波进入物理通道进行波束合成。如图6所示,位于扫描线两侧的3至6阵元的模拟开关闭合,阵元3至6的回波分别进入物理通道3、4、1和2,聚焦控制电路和变迹控制电路为通道1至4分别加载阵元5、6、3和4对应的延时读地址、插值系数和变迹系数,四条物理通道的信号经

处理后求和，得到多波束各自的波束合成结果。相对前一种工作方式，此时的帧率可提高一倍。

如图3所示，聚焦参数（延时读地址和插值系数）和变迹系数都贮存在数据存储器中，当选择不同的子阵参与波束合成时，只要控制好读取地址的范围即可。将参数从相应的地址范围内读出后，按顺序分发到各物理通道，即可按照阵元在探头上的位置，对通道中的回波信号进行相应的延时和变迹处理。图8中，超声系统为8阵元4通道，图8中不同接收子阵的读出地址范围和图7中的接收子阵是一一对应的。

为了更有效地提高帧率，本发明中的波束合成装置可以支持多个波束的合成，多个波束的合成可以通过增加数字处理单元实现，也可以在现有的处理单元上，通过分时复用实现，后者在节约成本上的优势是不言而喻的。对于控制 n 条接收处理通道作 k 次分时复用的控制电路可以使用计数器来实现。第一计数器 A 用于控制波束合成的时间段，当软件控制的扫描使能信号无效时，计数器 A 的值清零。扫描使能信号有效后，计数器 A 开始加一循环计数。计数器 A 的值大于 P 的时间段为波束合成时间段，波束合成电路开始按照 n 条通道不同的读地址从数据存储器中读出数据。计数器 A 的值小于等于 P 的非波束合成时间段，主要完成切换模拟开关，发射，将各通道回波数据写入数据存储器等工作。第二计数器 B 用于控制 n 条接收处理通道作 k 次分时复用。计数器 B 在非波束合成时间段计数值恒定为 1，在波束合成时间段中，计数器 B 从 1 到 k 递增循环计数，每个时钟周期递增值为 1。计数器 B 的计数值为 1 时， n 条接收处理通道处理波束 1，计数值为 2 时，处理通道处理波束 2，以此类推，当计数器值为 k 时，处理通道处理波束 k ，然后在下个时钟周期计数器恢复为 1 时，再次处理波束 1。计数器工作的时间顺序图参见图 11 和图 12。

多波束合成，接收子阵可以相同，但各个波束的聚焦参数和变迹参数会不尽相同，参数分发电路为 n 条处理通道分发 k 波束各自的参数。图 9 和图 10 给出了一次扫描合成 4 个波束时的工作流程和分时复用示意图。本装置也可以兼容单个波束的合成，此时每条通道 k 波束的聚焦参数和变迹参数是相同的，参数分发电路为 n 条处理通道分发单一波束的参数。仅合成单个波束可以用于接收线位置和发射波束中心重合的情况。

所述装置灵活改变接收孔径在探头上的位置是通过以下方法实现的：通过软件向硬件写控制字，硬件解析控制字后，控制探头阵元和接收通道间模拟开关的打开和关闭，模拟开关打开的阵元构成接收孔径；不同的软件控制字对应接收孔径在探头上的不同位置。

在工程应用中，以上的数字电路可以使用 FPGA(Field Programmable Gate Array, 现场可编程门阵列)实现，也可以应用 DSP(Digital Signal Processor, 数字信号处理器)实现。本发明超声波束合成装置包括的聚焦参数存储器、聚焦延时控制电路、变迹系数存

存储器以及变迹控制电路若采用FPGA，即现场可编程门阵列器件实现，所述装置中的控制电路和通道处理的数字电路可以使用FPGA内部的逻辑资源实现，存储器可以使用FPGA内部的RAM资源也可以在FPGA外部外挂专用存储器。

所述装置包括的聚焦参数存储器、聚焦延时控制电路、变迹系数存储器以及变迹控制电路若采用DSP，即数字信号处理器来实现，所述装置中的存储器可以使用DSP内部的RAM资源，也可以通过在DSP外部外挂专用存储器来实现，所述装置的控制和通道处理，则通过软件调用DSP的中心处理器和专用电路来实现。

所述方法和装置已在申请人的便携彩超的硬件平台上完成试验，证明可行。

本发明中的波束合成装置可以支持一个或多个波束的合成。整个装置的控制电路可以控制阵元选择单元的每个模拟开关；聚焦控制电路和变迹控制电路，可以为波束合成的各个通道分发不同阵元对应的延时读地址、插值系数和变迹系数。通过这样的机制，本发明中的波束合成装置可以支持接收孔径任意可调，可以灵活的改变接收孔径的最大数目和接收孔径在探头上的位置，适应不同的应用场合。

本装置可以灵活地使用合成孔径技术，工作过程中可以在两种典型工作模式中进行灵活的切换：一种工作模式中，发射器在同一个物理扫描位置扫描两次，每次扫描时，中心位于扫描线一侧的接收孔径的回波信号进入波束合成环节进行合成，得到多波束各自的半波束合成结果，然后使用合成孔径技术，使得接收孔径最大值为物理通道数的2倍，有助于提高图像质量。另一种工作模式中，发射器在同一个物理扫描位置只扫描一次，接收孔径的中心靠近发射线或者和发射线重合，接收孔径的回波信号直接合成多个波束，不再作为半波束等待合成孔径，相对前一种工作方式，此时的帧率可提高一倍。也可以通过改变接收子阵中心相对扫描线的位置，灵活选择接收子阵，通过选择更多较强回波进行波束合成提高信噪比，进而优化图像质量。

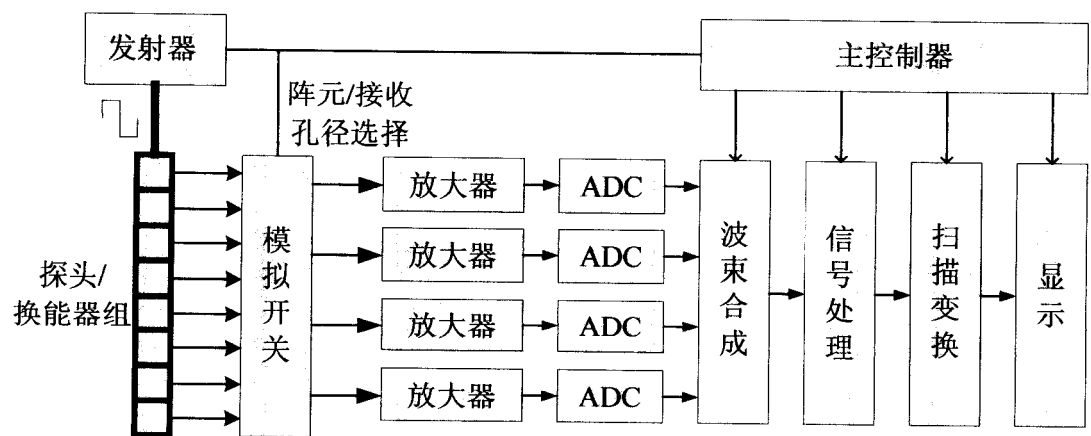


图 1

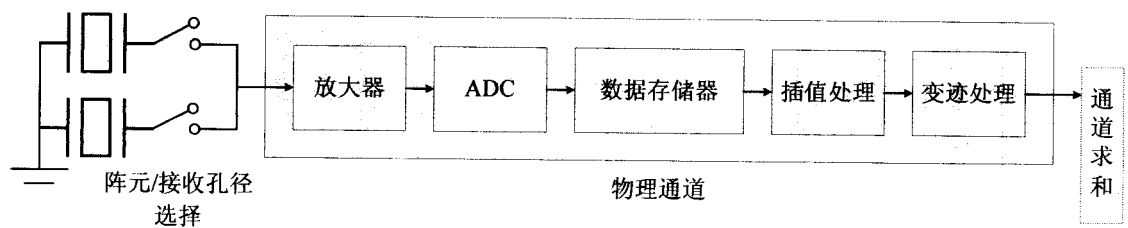


图 2

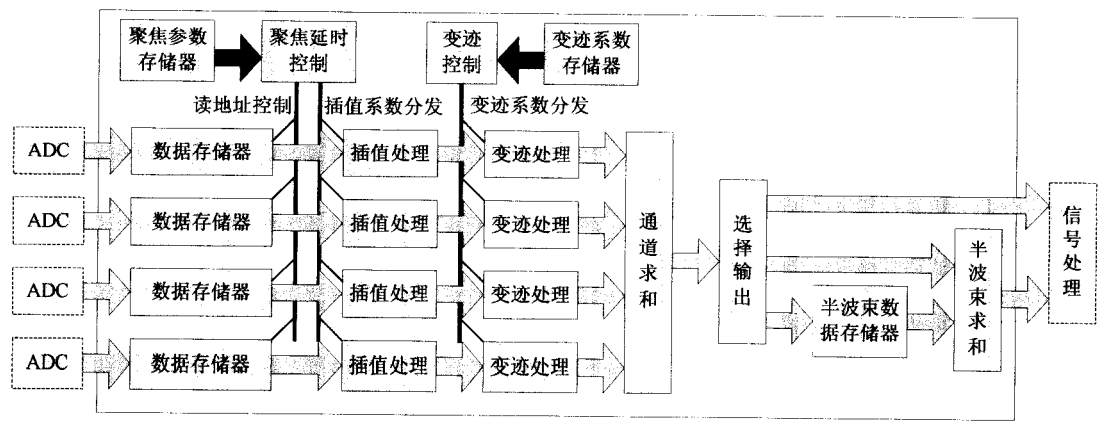


图 3

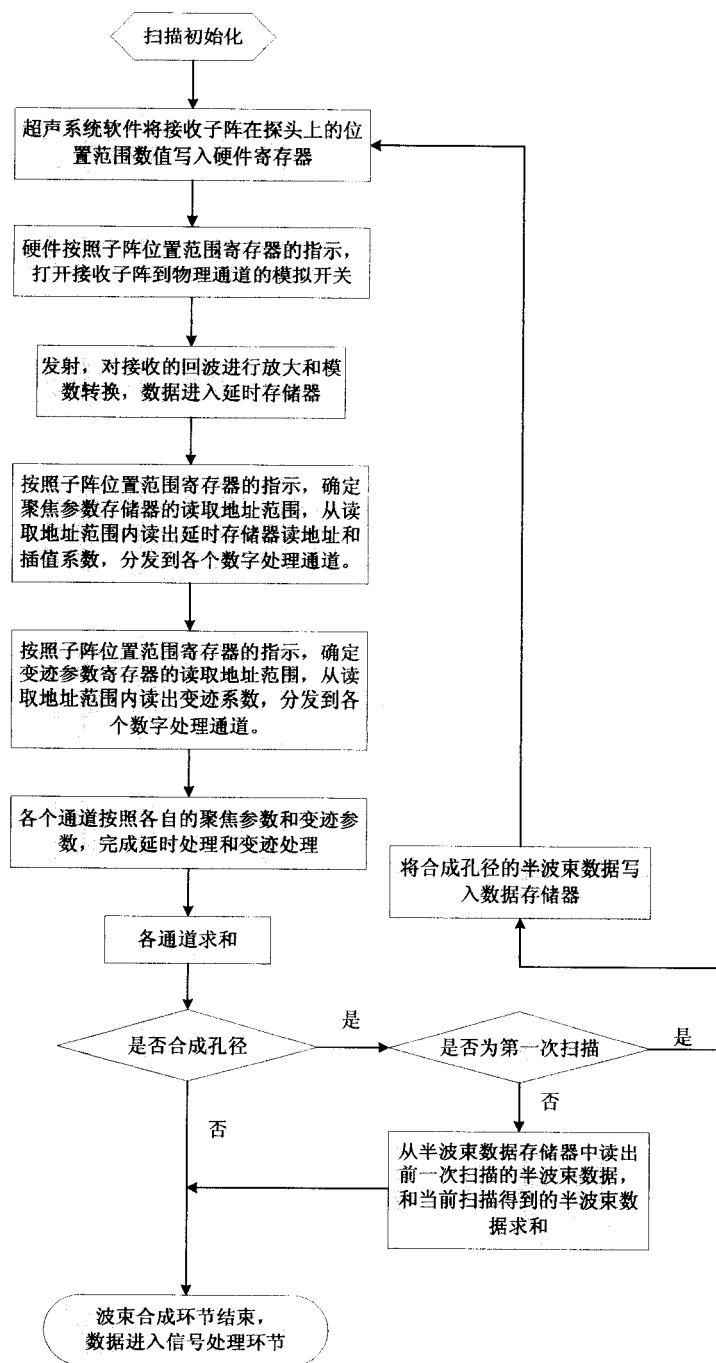


图 4

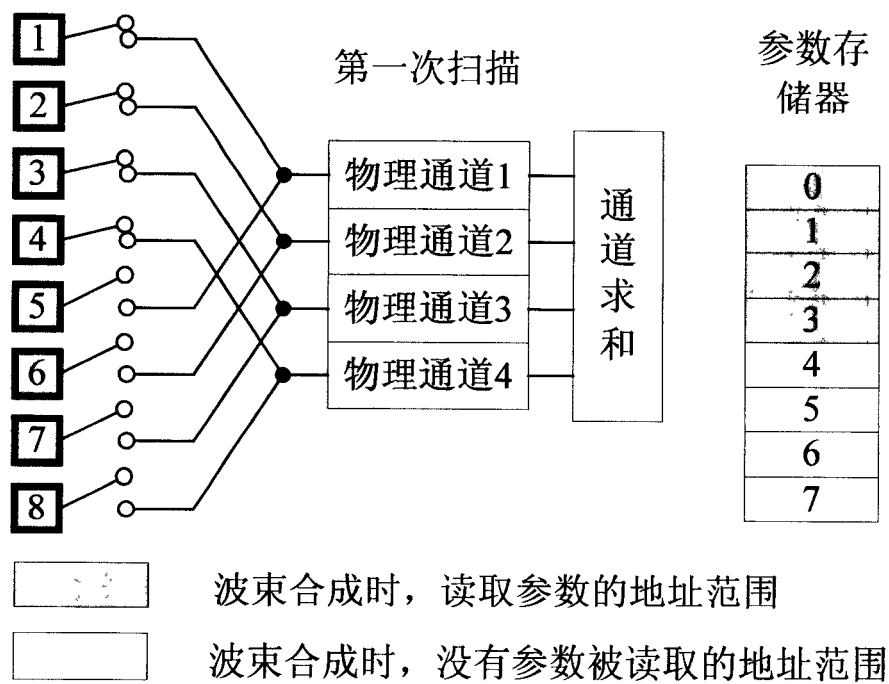


图 5-1

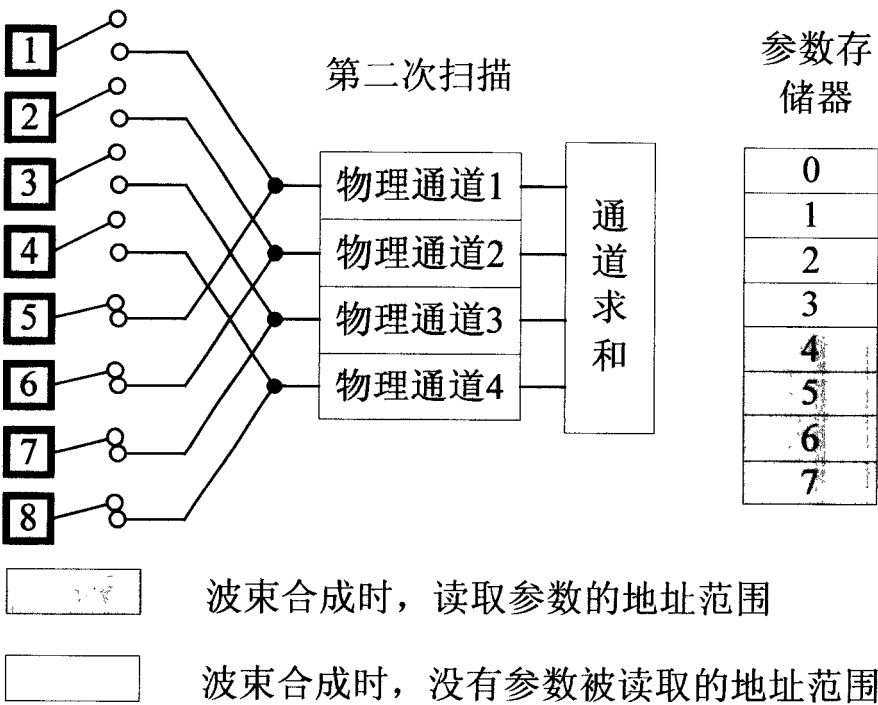


图 5-2

图 5

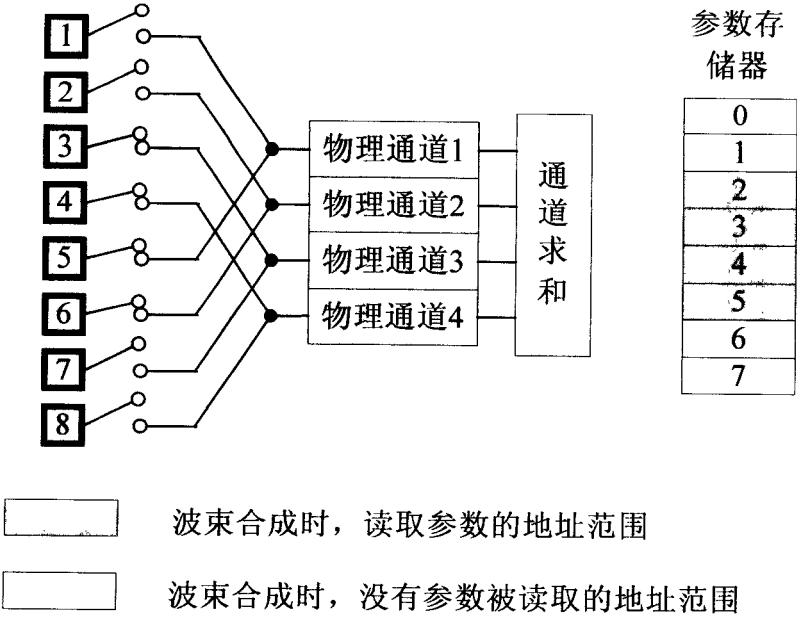


图 6

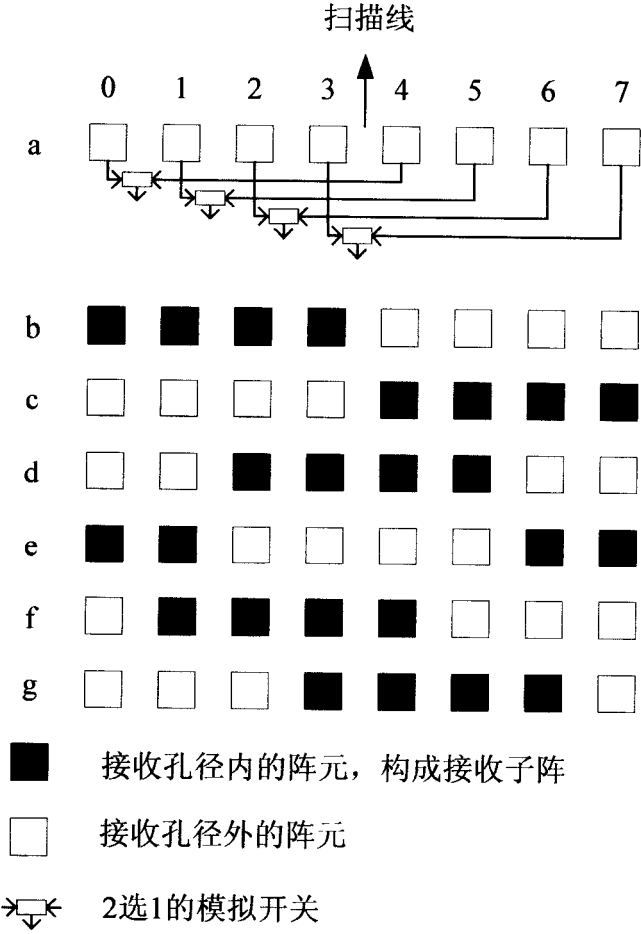


图 7

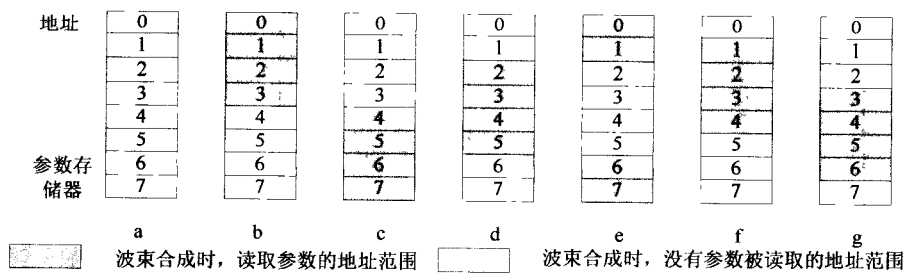


图 8

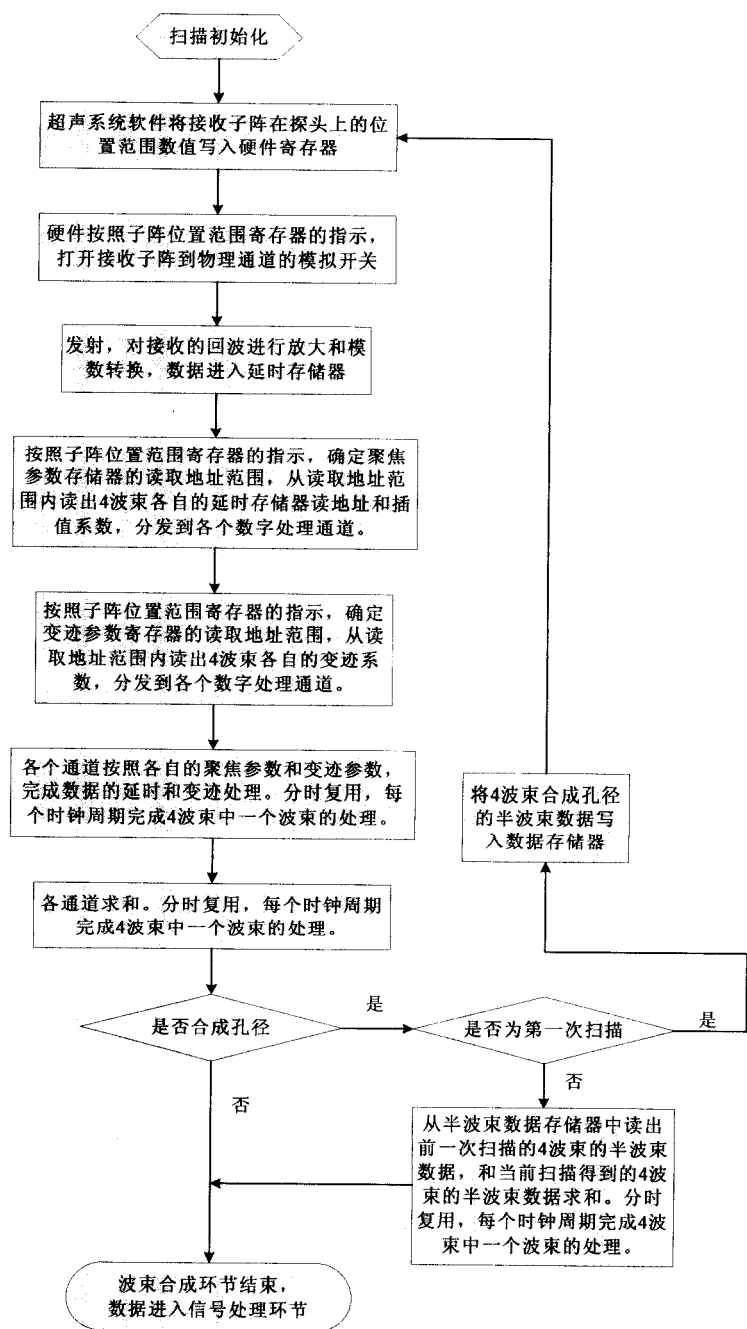


图 9

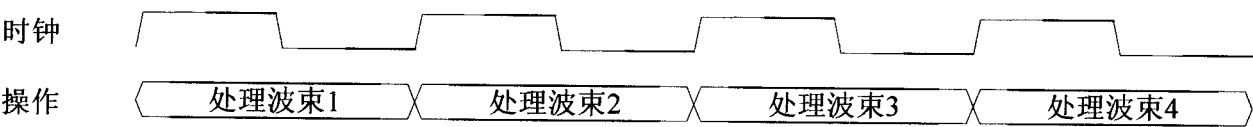


图 10

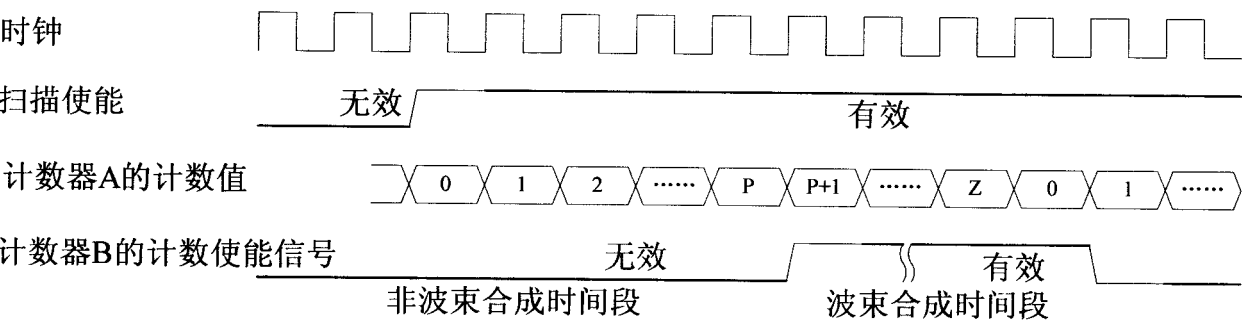


图 11

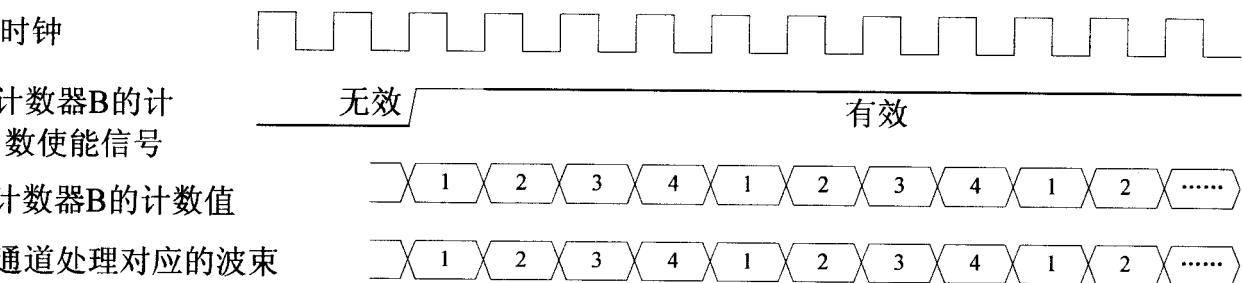


图 12

专利名称(译)	接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法及装置		
公开(公告)号	CN101209211A	公开(公告)日	2008-07-02
申请号	CN200610063778.2	申请日	2006-12-30
[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	程东彪 蒋勇 康小刚		
发明人	程东彪 蒋勇 康小刚		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/00 G01S7/52		
其他公开文献	CN101209211B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种接收孔径可调整的数字化超声波束合成方法及装置，涉及医学超声波领域，支持单个或多个波束合成，可以结合不同应用场合，灵活地改变接收孔径的最大数目和接收孔径在探头上的位置。在观测静态组织结构时，发射器在同一物理位置扫描两次，这时接收孔径数为物理通道数的两倍，对成像质量有明显改善作用。当观测高速运动的组织，或者进行血流的多普勒成像时，发射器在同一物理位置只扫描一次，接收孔径的中心靠近发射线或者和发射线重合，此时帧率可提高一倍。相比现有技术的有益效果在于：应用单波束或多波束，支持接收任意位置接收孔径的回波。还可以改变最大孔径数，使孔径中心靠近或重合于发射线，不合成孔径也可以得到波束合成的结果，相同扫描深度下的帧率可以达到在先申请专利的一倍。

