

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06Q 50/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710162366.9

[43] 公开日 2009年4月1日

[11] 公开号 CN 101396281A

[22] 申请日 2007.9.27

[21] 申请号 200710162366.9

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518052 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 付政鹏 李 勇

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 丁建春 赵 辛

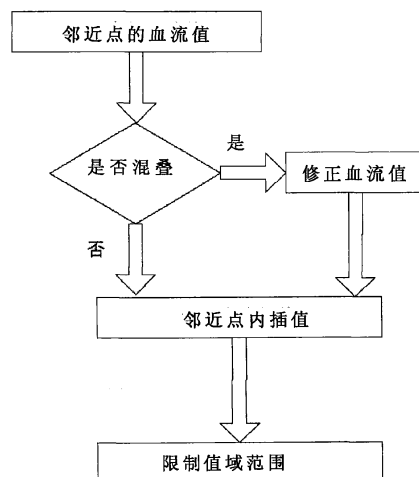
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

[54] 发明名称

用于彩色超声成像的扫描变换方法及其装置

[57] 摘要

本发明提供了一种用于彩色超声成像的扫描变换方法，其包括：存储步骤；坐标变换步骤；以及插值步骤，其包括邻近点内插值子步骤、混叠判定子步骤和回波数据修正子步骤，该邻近点内插值子步骤通过对邻近点的超声回波数据进行插值处理而得出插值点的回波数据，该混叠判定子步骤用于判定邻近点的超声回波数据是否发生混叠，如果发生混叠，则先执行回波数据修正子步骤，然后再执行邻近点内插值子步骤，如果未发生混叠，则跳过回波数据修正子步骤而直接执行邻近点内插值子步骤。该方法能够减弱在彩色超声成像系统中由于混叠引起的噪声。并且该方法所采用的插值算法耗费的计算量和存储空间均较小。本发明还提供了一种采用上述方法的装置。



1. 一种用于彩色超声成像的扫描变换方法，其包括：
用于存储超声回波数据的存储步骤；
用于在成像坐标系与扫描坐标系之间进行坐标转换的坐标变换步骤；以及
插值步骤，包括邻近点内插值子步骤，所述邻近点内插值子步骤通过对邻近点的超声回波数据进行插值处理而得出插值点的回波数据，
其特征在于，
所述插值步骤还包括混叠判定子步骤和回波数据修正子步骤，所述混叠判定子步骤用于判定邻近点的超声回波数据是否发生混叠，如果发生混叠，则先执行回波数据修正子步骤，然后再执行邻近点内插值子步骤，如果未发生混叠，则跳过回波数据修正子步骤而直接执行邻近点内插值子步骤。
2. 根据权利要求1所述的用于彩色超声成像的扫描变换方法，其特征在于，在所述混叠判定子步骤中，如果检测到邻近点的速度方向相反，并且差异大于预定的阈值，则判定混叠发生。
3. 根据权利要求2所述的用于彩色超声成像的扫描变换方法，其特征在于，所述预定的阈值大小为 π 。
4. 根据权利要求1或3所述的用于彩色超声成像的扫描变换方法，其特征在于，所述回波数据修正子步骤对邻近点超声回波数据进行修正，使得用于插值的两个超声回波数据在同一连续变化的区间内。
5. 根据权利要求4所述的用于彩色超声成像的扫描变换方法，其特征在于，所述邻近点内插值子步骤进一步包括将插值后的回波数据值重新映射到 $-\pi$ 至 π 的值域空间中。
6. 根据权利要求4所述的用于彩色超声成像的扫描变换方法，

其特征在于，所述回波数据修正子步骤进一步包括限制修正后的超声回波数据正好是最大值 π 或者最小值 $-\pi$ ，使得插值后的回波数据自动映射到 $-\pi$ 至 π 中。

7. 根据权利要求6所述的用于彩色超声成像的扫描变换方法，其特征在于，所述成像坐标系是CRT或LCD上笛卡儿坐标系，所述扫描坐标系是极坐标系。

8. 一种用于彩色超声成像的扫描变换装置，其包括：

用于存储超声回波数据的存储模块；

用于在成像坐标系与扫描坐标系之间进行坐标转换的坐标变换模块；以及

插值模块，包括邻近点内插值子模块，所述邻近点内插值子模块通过对邻近点的超声回波数据进行插值处理而得出插值点的回波数据，

其特征在于，

所述插值模块还包括混叠判定子模块和回波数据修正子模块，所述混叠判定子模块用于判定插邻近点的超声回波数据是否发生混叠，如果发生混叠，则先由回波数据修正子模块对邻近点回波数据进行修正，然后再由邻近点内插值子模块进行插值处理，如果未发生混叠，则跳过回波数据修正子模块而直接由邻近点内插值子模块进行插值处理。

9. 根据权利要求8所述的用于彩色超声成像的扫描变换装置，其特征在于，在所述混叠判定子模块中，如果检测到邻近点的速度方向相反，并且差异大于预定的阈值，则判定混叠发生。

10. 根据权利要求9所述的用于彩色超声成像的扫描变换装置，其特征在于，还包括现场可编程门阵列，所述存储模块、坐标变换模块以及插值模块均设置于所述现场可编程门阵列中。

用于彩色超声成像的扫描变换方法及其装置

技术领域

本发明涉及用于彩色超声成像的扫描变换方法，更具体地涉及用于医用彩色超声诊断系统的扫描变换方法。本发明还涉及采用该方法的装置。

背景技术

超声诊断设备利用超声波在人体中的传播，得到人体组织和器官结构的超声波特征信息，形成各种成像模式显示。在临床实际检查病人时，这些信息实时地显示在阴极射线管（cathode ray tube; CRT）或者液晶显示器(Liquid Crystal Display; LCD)上。

人体组织结构几何形状的成像一般采用 B (Brightness) 模式显示。在这种模式下，CRT 或 LCD 点阵上显示的亮度代表超声回波的幅度。B 模式下，一些组织运动的图像（如心脏壁的运动）能够被直接检测出。但是由于超声技术本身分辨率限制，B 模式下，一些较小的结构并不能够被检测出来，这种限制在某些应用条件下表现得非常明显：如在心脏成像时，一些非常重要结构（如血管内部）的回波特征非常弱。

彩色血流成像(C 模式)是一种建立在 B 模式基础上增强成像方式，其超声成像的结果包括血流在血管内运动的信息，除了进行 B 模式下类似的扫描外，还需要进行独立的多普勒扫描。沿着多普勒扫描波束，可以估算出物体运动的速度，速度的方差和能量等信息，这些多普勒信息被彩色编码，形成的彩色图像和 B 模式下灰阶图像同时显示。最后显示的图像包括灰阶图像和彩色图像，灰阶图像表示人体各组织的几何结构，彩色图像表示血液在这些组织内运动的特征。

B 模式和 C 模式实时图像形成技术均需要将包含在超声回波信号中的信息转换, 显示在 CRT 或 LCD 上, 这种转换称为扫描转换。目前大多数医学超声设备中的扫描变换采用数字扫描变换技术 (digital scan converters; DSC)。如图 1 所示, DSC 由存储模块, 坐标变换模块, 插值模块三个部分组成。存储模块是一块内存, 用于存储超声回波数据。坐标变换模块功能是将 CRT 或 LCD 显示屏上的坐标转换成为对应超声回波信号信息的坐标。在检查剖面上得到超声信息通常以极坐标表示, 但是在标准电视栅格显示系统上的显示像素通常以笛卡尔坐标表示。因此需要在极坐标和笛卡尔坐标间进行转换。一般只有极少笛卡尔坐标上的象素点和极坐标上的点能够一一对应, 大部分显示的像素点需要利用邻近极坐标点插值处理。通常的插值算法是采用邻近点内插值的方法。这种插值方法计算量小, 简单容易实现, 在 B 模式成像时, 表现出较好的效果。在文章 “Analysis of a scan conversion algorithm for a real-time sector scanner,” IEEE Transactions on medical imaging, Vol.MI-5, No. 2, June 1986 中, M. H. Lee 等描述了 DSC 方法在 B 模式下的噪声, 以及解决的方法。如图 2 所示, 邻近点内插值算法是在计算笛卡尔坐标象素点坐标变换后对应点的超声波信息时, 利用相邻两条扫描线相邻深度下极坐标像素点的超声波信息, 采用插值的方法估算。

在美国专利 “Acoustic scan conversion method and apparatus for velocity flow,” US Patent, 5429137 中, Robert N. Phelps 等描述了采用 DSC 插值方法改善彩色血流的图像。该方法不直接对估算出的血流速度进行 DSC 插值处理, 而是对自相关运算的结果进行 DSC 插值处理。自相关运算的结果可以计算出血流速度。在该方法中, 代表超声回波信号相位信息的实部和虚部分别独立的进行 DSC 插值处理。同时, 自相关计算出的幅度和超声回波信号幅度也进行 DSC 插值处理。这些参数用于计算血流速度的方差, 速度的方差代表了血流的湍流程度。具体的插值算法并没有采用邻近点线性插值, 而是采用采用了一个 4×2 的插值核。在沿着扫描线方向, 采用两点线

性插值；在扫描角方向，采用的是四点三次曲线插值。

在 B 模式下，DSC 模块中采用邻近点内插值算法对灰度信号插值，插值引起的各种噪声对图像影响较小。如果将邻近点内插值算法应用彩色血流信号插值处理，那么会引起较大的噪声。在彩色血流信号处理中，一般采用自相关算法计算出相位和幅度，其中相位可以计算出运动速度，范围是 $-\pi$ 到 π 。传统的邻近点内插值方法处理的是相位和幅度信息。相位和幅度信息是通过超声回波计算，由于超声的脉冲重复频率的限制，根据尼奎斯采样理论，相位会出现混叠现象。混叠现象会导致正常血流速度图中，突然出现异常反向血流。邻近点内插值算法无法识别这种因为混叠引起的反向血流。在血流图像上，正常血流和异常血流之间会因为插值处理出现速度非常低的血流，二者形成明显的分界。这种插值引起的噪声影响了医生对于混叠的判断。

如果不直接对估算出的血流速度进行 DSC 插值处理，而是对自相关运算的结果进行 DSC 插值处理，那么能够减弱 DSC 插值运算引起的噪声。但是这种方法在实现时，需要耗费较大的计算量和较多的存储空间。在彩色血流的感兴趣区域内，每条扫描线的各个取样体积，自相关算法会计算出相应的实部和虚部，幅度。利用实部和虚部可以估算出血液中红细胞或者组织运动的速度向量。因为需要先对自相关计算的实部，虚部，幅度进行 DSC 处理，再估计物体运动速度，所以在需要在 DSC 运算中保留各个分量的全部动态范围。为了保证运算的精度，整个处理需要耗费较大的存储空间以及较多的计算量。

因此，需要一种可以克服上述问题的用于彩色超声成像的扫描变换方法以及装置。

发明内容

为了减弱在彩色超声成像系统中由于混叠引起的噪声，本发明提供了改进的用于彩色超声成像的扫描变换方法以及装置。

根据本发明的一个方面，提供了一种用于彩色超声成像的扫描变换方法，其包括：用于存储超声回波数据的存储步骤；用于在成像坐标系与扫描坐标系之间进行坐标转换的坐标变换步骤；以及插值步骤，该插值步骤包括邻近点内插值子步骤、混叠判定子步骤和回波数据修正子步骤，该邻近点内插值子步骤通过对邻近点的超声回波数据进行插值处理而得出插值点的回波数据，该混叠判定子步骤用于判定邻近点的超声回波数据是否发生混叠，如果发生混叠，则先执行回波数据修正子步骤，然后再执行邻近点内插值子步骤，如果未发生混叠，则跳过回波数据修正子步骤而直接执行邻近点内插值子步骤。

其中，在该混叠判定子步骤中，如果检测到邻近点的速度方向相反，并且差异大于预定的阈值，则判定混叠发生。优选地，该预定的阈值大小为 π 。

进一步地，该回波数据修正子步骤对邻近点超声回波数据进行修正，使得用于插值的两个超声回波数据在同一连续变化的区间内。

优选地，该邻近点内插值子步骤进一步包括将插值后的回波数据重新映射到 $-\pi$ 至 π 的值域空间中。

或者，该回波数据修正子步骤进一步包括限制修正后的回波数据值正好是最大值 π 或者最小值 $-\pi$ ，使得插值后的回波数据自动映射到 $-\pi$ 至 π 中。

进一步地，该成像坐标系是 CRT 或 LCD 上的笛卡儿坐标系，该扫描坐标系是极坐标系。

根据本发明的一个方面，提供了一种用于彩色超声成像的扫描变换装置，其包括：用于存储超声回波数据的存储模块；用于在成像坐标系与扫描坐标系之间进行坐标转换的坐标变换模块；以及插值模块，该插值模块包括邻近点内插值子模块、混叠判定子模块和回波数据修正子模块，该邻近点内插值子模块通过对邻近点的超声回波数据进行插值处理而得出插值点的回波数据，该混叠判定子模块用于判定插邻近点的超声回波数据是否发生混叠，如果发生混叠，

则先由回波数据修正子模块对邻近点回波数据进行修正，然后再由邻近点内插值子模块进行插值处理，如果未发生混叠，则跳过回波数据修正子模块而直接由邻近点内插值子模块进行插值处理。

其中，在该混叠判定子模块中，如果检测到邻近点的速度方向相反，并且差异大于预定的阈值，则判定混叠发生。

可选地，还包括现场可编程门阵列，该存储模块、坐标变换模块以及插值模块均设置于该现场可编程门阵列（FPGA）中。

本发明在邻近点内插值算法的基础上，改进成有条件邻近点内插值算法。本发明提供了混叠判定子步骤，可以判断回波信号是否发生混叠，如果判定发生混叠，由回波数据修正子步骤对回波数据进行修正，再对修正后的回波数据进行邻近点内插值，减小了由于插值引起的噪声。该算法能够识别由于脉冲重复频率不够导致的血流混叠问题，对混叠现象进行有条件的邻近点内插值处理。因此，基于有条件邻近点内插值算法的 DSC 可以直接应用到彩色血流信号上，既减少了插值引起的血流噪声，又避免了对大量自相关运算结果进行 DSC 插值处理，耗费的计算量和存储空间均比较小。

附图说明

图 1 是数字扫描变换内部结构框图；

图 2 是邻近点内插值算法示意图；

图 3 是彩色多普勒系统模块示意图；

图 4 显示了具有血流值修正的邻近点内插值，其中以 A 和 B 两点的回波信息 X_A 和 X_B 插值出 E 点的信息 X_E ；

图 5 显示了改进的邻近点内插值算法的流程图，其可用于根据本发明的彩色超声成像的扫描变换方法中；以及

图 6 显示了通过 FPGA 实现本发明的用于彩色超声成像的扫描变换方法的模块框图。

具体实施方式

下面结合附图，以超声诊断为例来介绍根据本发明的用于彩色超声成像的扫描变换方法及其装置。需要说明的是，根据本发明的方法和装置不限于医用超声成像领域，其可以应用于超声成像所涉及到的各个领域，例如应用在流体运动学研究以及液压管路探测等方面。

图 3 是一个典型的超声诊断系统的示意框图，其中包含了本发明所指的血流 DSC 模块。血流 DSC 模块将血流信号转换为 CRT 或 LCD 可以显示的格式。在介绍根据本发明的彩色 DSC 的方法流程之前，为了便于理解改进之处，首先介绍传统的 DSC 方法流程。

如图 4 所示，假设 DSC 插值时取的邻近两个点，其中一个点 A 检测到的速度是正向速度，那么自相关计算的相位大于零，小于 π 。其中一个点 B 由于混叠的原因，检测到的速度是负向速度，那么自相关计算的相位小于零，大于 $-\pi$ 。假设扫描线的采样率足够，那么 A 点和 B 点之间的 E 的速度应该是大于 X_A 正向速度（没有混叠的情况）或者小于 X_B （有混叠的情况）。血流速度出现混叠时， X_A 和 X_B 并不是连续变化，而传统的 DSC 插值方式会假设这两个值连续变换，那么插值得到 E 点的值 X_E 是在 X_A 和 X_B 之间，即小于 X_A 且大于 X_B 。传统 DSC 插值出来的值和实际的值差异较大。这种差异会扩大混叠的问题，影响医生对于混叠的判断。

下面将具体介绍本发明的扫描变换的方法及装置，本发明的彩色 DSC 的方法流程和传统 DSC 的方法流程基本相同，只是插值算法将邻近点内插值改进为有条件的邻近点内插值。如图 2 所示，改进的邻近点内插值算法也是在计算笛卡儿坐标象素点坐标变换后对应点的超声波信息时，利用相邻两条扫描线相邻深度下极坐标象素点的超声波信息，采用插值的方法估算。具体实现方法如下所示。首先假设两条相邻扫描线之间的交角归一化为 1，两个相邻点深度的点的距离归一化为 1。CRT 或 LCD 屏幕上笛卡儿坐标系的一个象素点 G 经过坐标变换后，可以查出回波数据中对应的四个邻近点，不妨设这四个点是 A, B, C, D。A 和 B 扫描深度相同，C 和 D 扫

描深度相同。A 和 C 在同一条扫描线 n 上，B 和 D 在同一条扫描线 $n+1$ 上。不妨设这四个点对应的超声回波信息分别为 X_A , X_B , X_C , X_D 。假设 G 点对应的极坐标和扫描线 n 之间的归一化夹角是 θ_1 (以扫描线 n 和扫描线 $n+1$ 之间的夹角为 1)，那么 G 点对应的极坐标和扫描线 $n+1$ 之间的归一化夹角是 $1-\theta_1$ 。假设 G 点对应的极坐标和 A 点在轴向方向的归一化距离是 R (以 A 和 C 的轴向距离为 1)，那么 G 点对应的极坐标和 C 点在轴向方向的归一化距离是 $1-R$ 。首先，根据 A 和 B 两点的超声波信息插出 E 点的信息 X_E 。然后根据 C 和 D 两点的超声波信息插出 F 点的信息 X_F 。最后根据 E 和 F 两点的超声波信息插出 G 点的信息 X_G 。

改进的邻近点内插值算法也是以归一化的夹角和归一化距离作为权重，进行插值运算。但是在进行插值之前，必须先判断血流是否出现混叠，如果是则需要对用来插值的血流值进行修正。如图 5 所示，如果判断血流值出现混叠，修正用于插值的血流值，否则对血流值不进行修正。血流值修正的目的是使得用于插值的两个血流值在同一个连续变化的区间内。采用传统的邻近点内插值方法对修正后的血流值插值。最后将插值后的结果值域空间重新映射到 $-\pi$ 到 $+\pi$ 。

在本发明的一个实施例中，如果两个血流值的方向相反，而且两个血流值之差的绝对值大于设定的阈值。那么，可以判断血流值发生了混叠。如图 4 所示， X_A 大于零，小于 π ， X_B 小于零，大于 $-\pi$ 。如果 $\text{abs}(X_A - X_B)$ 大于 Threshold，那么 X_A 和 X_B 需要修正。修正成为 X_A' 和 X_B' 。其中 abs 表示绝对值运算，Threshold 是阈值，可以根据实际的情况设置，通常情况下可以设置为 π 。

血流值修正的目的是使得用于插值的两个血流值在同一个连续变化的区间内。在本发明的一种实现方案中，可以采用插值点 E 距离 A 和 B 两点归一化夹角 θ_1 作为判据 (或者轴向方向的归一化距离是 R)，如果 θ_1 (或 R) 小于等于 0.5， X_A 保持不变，修正 X_B ；如果 θ_1 (或 R) 大于 0.5， X_B 保持不变，修正 X_A 。如图 4 所示，不妨假设 θ_1

小于 0.5。修正如下

$$X'_A = X_A$$

$$X'_B = X_B + 2\pi$$

经过修改后 X'_B 大于 π 小于 2π ，那么采用邻近点内插值可以得到

$$X'_E = X'_A * (1 - \theta_1) + X'_B * \theta_1 = X_A * (1 - \theta_1) + (X_B + 2\pi) * \theta_1$$

最后将插值后的结果映射到 $-\pi$ 到 $+\pi$ 的值域空间中

$$X_E = \begin{cases} X'_E & X'_E < \pi \\ X'_E - 2\pi & X'_E > \pi \end{cases}$$

如图 4 所示，经过有条件插值处理后 E 的回波信息 X_E 应该是大于 X_A 正向速度（没有混叠的情况）或者小于 X_B （有混叠的情况），符合实际情况。

在本发明的另一个实施例中，可以限制修正后的回波信息值正好是最大值 π 或者最小值 $-\pi$ ，那么最后插值的结果在 $-\pi$ 到 $+\pi$ 的值域空间，不需要将插值后的结果重新映射到 $-\pi$ 到 $+\pi$ 中。这样，简化了计算流程，而不影响最后图像显示的结果。不妨以 A 和 B 两点的回波信息 X_A 和 X_B 插值出 E 点的回波信息 X_E 为例。利用 C 和 D 两点的回波信息 X_C 和 X_D 插值出 F 点的回波信息 X_F ，利用 E 和 F 两点的回波信息 X_E 和 X_F 插值出 G 点的回波信息 X_G 的方法类似。

首先判断是否出现混叠，将 X_A 和 X_B 修正为 X'_A 和 X'_B 。修正的公式如下

如果 $abs|X_A - X_B| > Threshold$ 并且 $sign(X_A) \neq sign(X_B)$

$$X'_A = \begin{cases} X_A & \text{if } \theta_1 \leq 0.5 \\ \pi & \text{if } \theta_1 > 0.5 \text{ and } X_A < 0 \\ -\pi & \text{if } \theta_1 > 0.5 \text{ and } X_A > 0 \end{cases}$$

$$X'_B = \begin{cases} X_B & \text{if } \theta_1 > 0.5 \\ \pi & \text{if } \theta_1 \leq 0.5 \text{ and } X_B < 0 \\ -\pi & \text{if } \theta_1 \leq 0.5 \text{ and } X_B > 0 \end{cases}$$

否则

$$X'_A = X_A$$

$$X'_B = X_B$$

然后采用邻近点内插值的方法插值出 X_E 。

$$X_E = X'_A * (1 - \theta_1) + X'_B * \theta_1$$

由于在做回波信息修正时，已经将修正后的回波信息限制在 $-\pi$ 到 $+\pi$ 范围内，因此最后插值算法得到的结果 X_E 也在 $-\pi$ 到 $+\pi$ 范围内，不需要进一步将 X_E 重新映射到 $-\pi$ 到 $+\pi$ 范围内。这样能够在对最后结果影响很小的基础上，简化算法流程。

采用上述的扫描变化方法的装置可以用 FPGA 实现，具体实现原理框图如图 6 所示。各模块如下：

1. 坐标变换模块，包括坐标计算电路，用于得到 CRT 或者 LCD 上 G 点的笛卡儿坐标。并将 G 点的笛卡儿坐标经过坐标转换电路转换为探头扫描平面对应的极坐标。将极坐标分解成为与接收扫描线相关的整数地址以及小数值 θ_1 和 R（如图 2 所示）。根据扫描线极坐标的整数地址可以得到用于邻近点内插值的四个地址。

2. 存储模块，包括 Ram(随机存取存储器)控制电路以及帧缓存 RAM，用于存储超声回波数据，并根据四个地址从存储模块的帧缓存 RAM 中读取对应的彩色血流值 X_A ， X_B ， X_C 和 X_D 。

4. 插值运算模块，包括混叠判定子模块、回波数据修正子模块以及邻近点内插值子模块，用于根据彩色血流值 X_A ， X_B ， X_C 和 X_D ；极坐标的小数值 θ_1 ，R，采用上述的有条件邻近点内插值方法，计算出 G 点彩色血流值 X_G 。

本发明是在 B 模式时 DSC 对灰度信号处理基础上，改进邻近点内插值算法。在 C 模式下，改进后的邻近点内插值算法在处理血流信号时，尽可能减少因为混叠产生的噪声。彩色血流速度显示时，DSC 的插值算法由邻近点内插值算法改进成为有条件的邻近点内插值算法。该插值算法在插值处理时，比较用于插值的邻近点，判断是否出现血流混叠。当检测邻近点的速度方向相反，并且差异较大，那么此时检测到的速度混叠的可能性较大。此时，插值算法采用混叠的处理方式。由于产生了混叠，需要修正插值算法中邻近点的速

度值，满足混叠的要求。如果没有产生混叠，那么采用传统的邻近点内插值算法。本发明直接对估算出的血流速度进行 DSC 插值处理，而不是对自相关运算的结果进行 DSC 插值处理。该插值算法耗费的计算量和存储空间均较小。

本发明的一种实施例中，采用 FPGA 实现有条件邻近点内插值方法。在 C 模式下，处理彩色血流速度时，CRT 或者 LCD 上每一个显示点显示的速度值均需要经过 DSC 插值处理计算得出。在进行有条件邻近点内插值处理时，判断用于插值的邻近点速度值是否出现了混叠。如果出现混叠，那么修正插值算法中的邻近点的速度值。每一显示点的计算只需要进行四次乘法和三次加法运算，计算量较小；对估算的彩色血流速度处理，数据位宽较小。整个 DSC 实现所费的逻辑资源也比较少。在 FPGA 实现时，通过采用流水设计，每个显示点的速度值的计算时间只需要一个系统时钟周期。这样在 CRT 或 LCD 上能够实时流畅地显示彩色血流速度。

经过试验证明，在彩色血流成像中，根据本发明的扫描变换方法能够有效减少因为混叠引起的噪声。

另外，根据本发明的变换步骤也不限于从笛卡儿坐标系到极坐标系的转化，也可以先在极坐标系内依据预定的步长以及插值密度进行回波信号数据的预插值，然后再进行极坐标系到笛卡儿坐标系的坐标转换，之后根据转换后的笛卡儿坐标点以及对应的预插值信号数据，在笛卡儿坐标系中直接显示图像。

以上参照附图说明了本发明的各种优选实施例，但是只要不背离本发明的实质和范围，本领域的技术人员可以对其进行各种形式上的修改和变更，都属于本发明的保护范围。

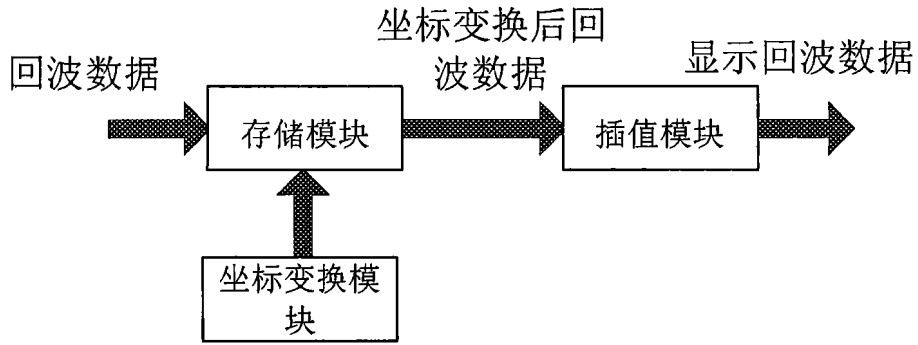


图 1

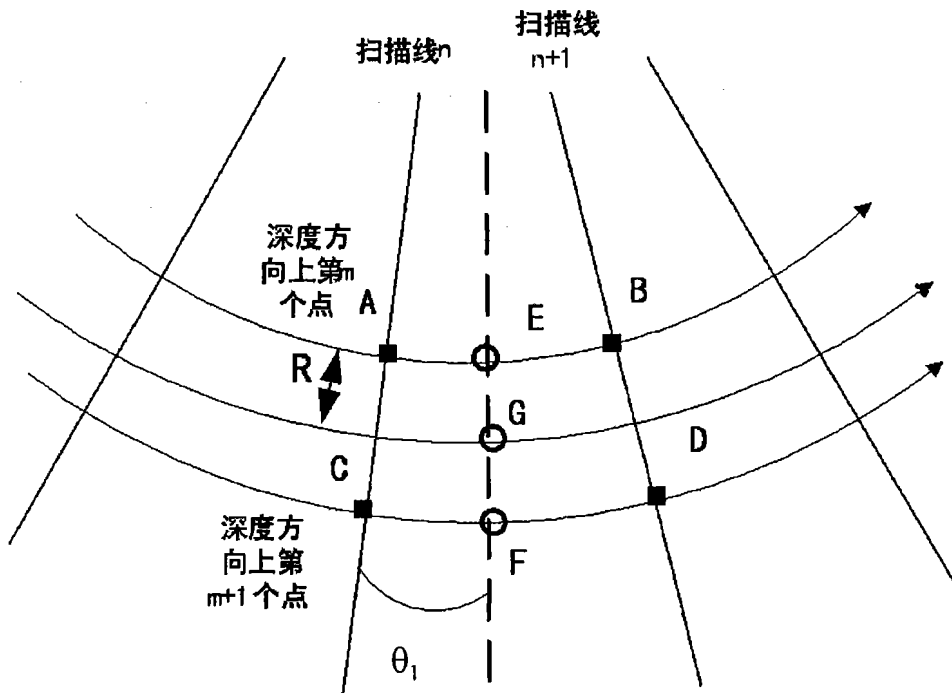


图 2

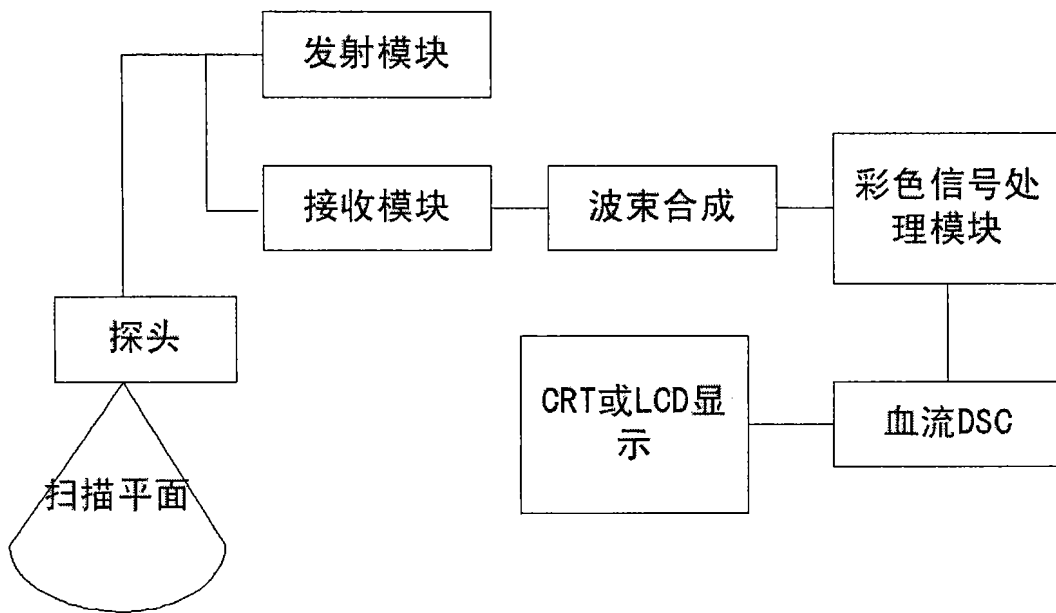


图 3

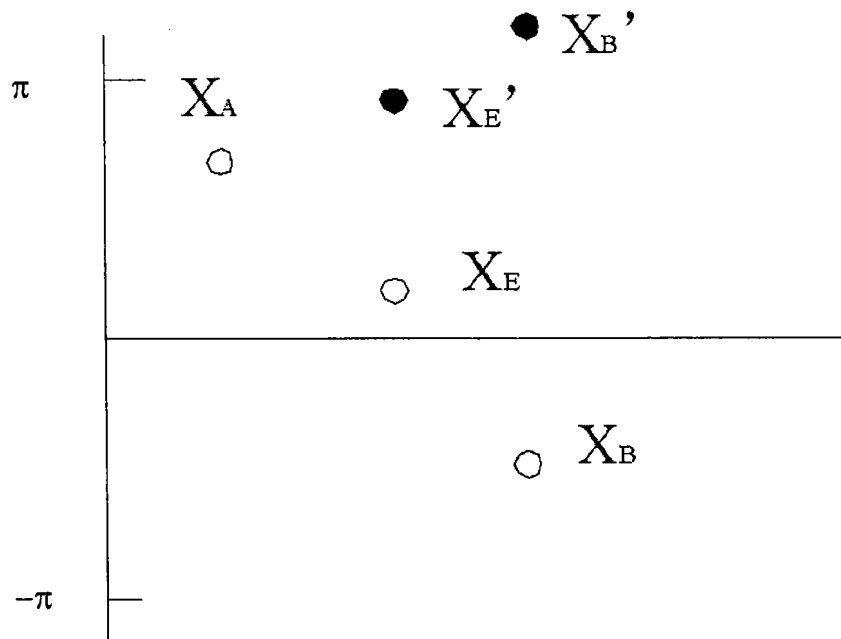


图 4

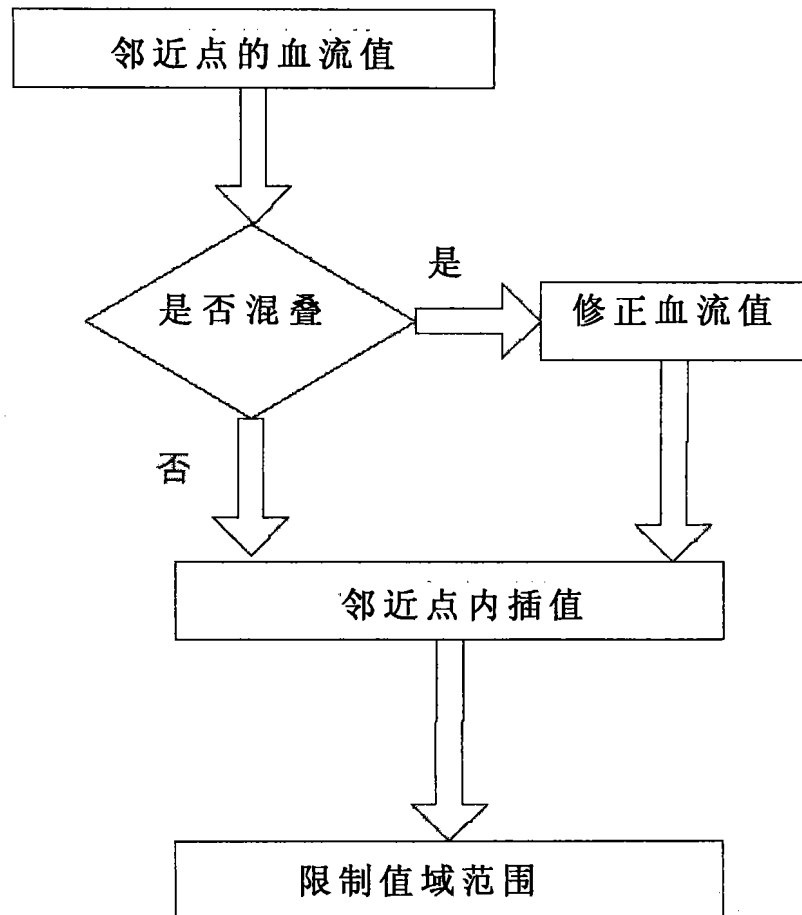


图 5

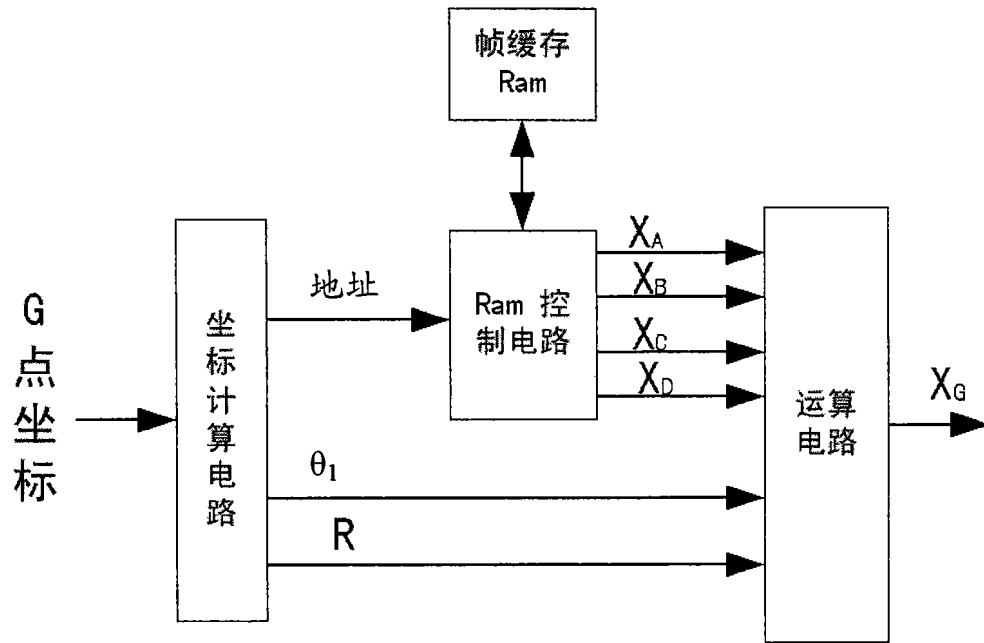


图 6

专利名称(译)	用于彩色超声成像的扫描变换方法及其装置		
公开(公告)号	CN101396281A	公开(公告)日	2009-04-01
申请号	CN200710162366.9	申请日	2007-09-27
[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	付政鹏 李勇		
发明人	付政鹏 李勇		
IPC分类号	A61B8/00 G06Q50/00		
CPC分类号	A61B8/488 G01S7/52044 A61B8/06 A61B8/5269 G01S15/8986 A61B8/5207		
代理人(译)	丁建春 赵辛		
其他公开文献	CN101396281B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于彩色超声成像的扫描变换方法，其包括：存储步骤；坐标变换步骤；以及插值步骤，其包括邻近点内插值子步骤、混叠判定子步骤和回波数据修正子步骤，该邻近点内插值子步骤通过对邻近点的超声回波数据进行插值处理而得出插值点的回波数据，该混叠判定子步骤用于判定邻近点的超声回波数据是否发生混叠，如果发生混叠，则先执行回波数据修正子步骤，然后再执行邻近点内插值子步骤，如果未发生混叠，则跳过回波数据修正子步骤而直接执行邻近点内插值子步骤。该方法能够减弱在彩色超声成像系统中由于混叠引起的噪声。并且该方法所采用的插值算法耗费的计算量和存储空间均较小。本发明还提供了一种采用上述方法的装置。

