



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101683274 B

(45) 授权公告日 2012. 12. 19

(21) 申请号 200810216543. 1

US 2006/0173334 A1, 2006. 08. 03, 全文.

(22) 申请日 2008. 09. 25

US 6126599 A, 2000. 10. 03, 全文.

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

审查员 彭韵

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 李雷 李勇 侯龙龙

(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)

G01S 15/89 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101125089 A, 2008. 02. 20, 说明书第 8 页最后 1 段至第 12 页第 5 段.

CN 101156789 A, 2008. 04. 09, 全文.

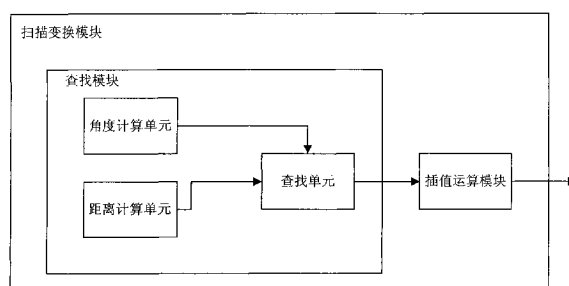
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

偏转凸阵数字扫描变换和凸阵空间复合的方法及成像系统

(57) 摘要

本发明公开了一种偏转凸阵数字扫描变换和凸阵空间复合的方法及成像系统,其方法包括以下步骤:A、查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;B、获取所述邻近像素点的超声回波数据,利用该超声回波数据通过插值运算,获得待求像素点的超声回波数据,构建扫描变换后的超声图像。本发明在进行凸阵空间复合时,对超声回波数据进行了一次扫描变换到笛卡儿坐标系,从而减少了多次插值处理时所引入的噪声。



1. 一种偏转凸阵的数字扫描变换方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

A、查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;

B、获取所述邻近像素点的超声回波数据,利用该超声回波数据通过插值运算,获得待求像素点的超声回波数据,构建扫描变换后的超声图像;

所述步骤 A 的查找过程包括以下步骤:

A1、计算待求像素点在探头圆弧上所对应的射线起始点在极坐标系下的角度;

A2、计算待求像素点到所述射线起始点的距离;

A3、以所述角度和所述距离为参考值,查找与待求像素点最接近的邻近像素点;

所述步骤 A1 包括以下步骤:

A11、根据探头圆弧圆心、所述待求像素点及所述射线起始点在极坐标系下的位置关系,构建关于所述角度的三角函数关系式;

A12、结合笛卡儿坐标系中探头圆弧圆心和待求像素点的坐标,计算所述三角函数关系式中的中间量;

A13、将所述中间量的计算结果代入到三角函数关系式中,获得所述角度的值;

所述步骤 A3 包括以下步骤:

A31、根据扫描线密度,将所述角度和所述距离分别分解成整数部分和小数部分,所述角度的整数部分对应于扫描线线号,所述距离的整数部分对应于沿着扫描线的扫描深度上的采样点;

A32、根据所述角度和所述距离的整数部分,查找与待求像素点最相近的邻近像素点。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 B 中的插值运算过程中,以一距离因子和 / 或一角度因子作为权重,对邻近像素点的超声回波数据进行插值计算,该角度因子由所述待求像素点相对于所述邻近像素点在偏转极坐标系上的归一化夹角决定,该距离因子由所述待求像素点相对于所述邻近像素点在偏转极坐标系上的归一化距离决定。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 A1 中所述角度的计算式为:

$$\theta_B = \arctan\left(\frac{x-x_o}{y-y_o}\right) + \arcsin\left[\frac{R_{OB}}{\sqrt{(x-x_o)^2 + (y-y_o)^2}} \sin \theta\right] - \theta$$

上式中, (x, y) 为笛卡尔坐标系中待求像素点的坐标; (x_o, y_o) 为探头圆弧圆心的坐标, R_{OB} 为凸阵圆弧半径, θ 为凸阵偏转角度, θ_B 为所述射线起始点在极坐标下的角度。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 A2 中,利用三角函数关系获得的待求像素点到所述射线起始点的距离如下式:

$$R_{AB} = \frac{\sqrt{(x-x_o)^2 + (y-y_o)^2}}{\sin \theta} \sin(\arctan\left(\frac{x-x_o}{y-y_o}\right) - \theta_B)$$

上式中, (x, y) 为笛卡尔坐标系中待求像素点的坐标; (x_o, y_o) 为探头圆弧圆心的坐标, θ 为凸阵偏转角度, θ_B 为所述射线起始点在极坐标系下的角度。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 B 中,将所述邻近像素点对应的所述角度和所述距离的小数部分作为权重进行插值计算。

6. 一种凸阵空间复合方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

S1、对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的预处理;

S2、利用凸阵偏转角度,将偏转角度极坐标系下的超声回波数据转换为笛卡儿坐标系下的回波数据,该转换过程包括以下步骤:

查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;获取所述邻近像素点的超声回波数据,利用该超声回波数据通过插值运算,获得待求像素点的超声回波数据;

S3、将笛卡儿坐标系下的超声回波数据进行复合处理,获得用以显示的图像数据;

所述步骤 S2 的查找过程包括以下步骤:

S21、计算待求像素点在探头圆弧上所对应的射线起始点在极坐标系下的角度;

S22、计算待求像素点到所述射线起始点的距离;

S23、以所述角度和所述距离为参考值,查找与待求像素点最接近的邻近像素点;

所述步骤 S21 包括以下步骤:

S211、根据探头圆弧圆心、所述待求像素点及所述射线起始点在极坐标系下的位置关系,构建关于所述角度的三角函数关系式;

S212、结合笛卡儿坐标系中探头圆弧圆心和待求像素点的坐标,计算所述三角函数关系式中的中间量;

S213、将所述中间量的计算结果代入到三角函数关系式中,获得所述角度的值;

所述步骤 S23 包括以下步骤:

S231、根据扫描线密度,将所述角度和所述距离分别分解成整数部分和小数部分,所述角度的整数部分对应于扫描线线号,所述距离的整数部分对应于沿着扫描线的扫描深度上的采样点;

S232、根据所述角度和所述距离的整数部分,查找与待求像素点最相近的邻近像素点。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其特征在于,所述步骤 S1 中的预处理包括:放大、波束合成、滤波和包络检波。

8. 根据权利要求 6 所述的方法,其特征在于,所述步骤 S3 对不同偏转角度的图像进行加权平均,获得复合后的图像数据。

9. 一种超声成像系统,其包括:用于对偏转凸阵图像进行坐标变换的扫描变换模块,其特征在于,所述扫描变换模块包括:

查找模块,用于查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;

插值运算模块,用于利用所述邻近像素点的超声回波数据进行插值运算,获得待求像素点的超声回波数据;

所述查找模块还用于:

计算待求像素点在探头圆弧上所对应的射线起始点在极坐标系下的角度;

计算待求像素点到所述射线起始点的距离;

以所述角度和所述距离为参考值,查找与待求像素点最接近的邻近像素点;

所述查找模块还用于:

根据探头圆弧圆心、所述待求像素点及所述射线起始点在极坐标系下的位置关系,构建关于所述角度的三角函数关系式;

结合笛卡儿坐标系中探头圆弧圆心和待求像素点的坐标,计算所述三角函数关系式中的中间量;

将所述中间量的计算结果代入到三角函数关系式中,获得所述角度的值;

所述查找模块还用于：

根据扫描线密度,将所述角度和所述距离分别分解成整数部分和小数部分,所述角度的整数部分对应于扫描线线号,所述距离的整数部分对应于沿着扫描线的扫描深度上的采样点；

根据所述角度和所述距离的整数部分,查找与待求像素点最相近的邻近像素点。

10. 根据权利要求9所述的系统,其特征在于,所述查找模块包括：

角度计算单元,用于计算待求像素点在探头圆弧上所对应的射线起始点在极坐标系下的角度；

距离计算单元,用于计算所述待求像素点到所述射线起始点的距离；及

查找单元,用于根据所述角度和距离的计算结果,查找至少两个与待求像素点距离最相近的邻近像素点。

偏转凸阵数字扫描变换和凸阵空间复合的方法及成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像的数字扫描变换及空间复合技术,具体涉及一种偏转凸阵数字扫描变换和凸阵空间复合的方法及超声成像系统。

背景技术

[0002] 医用超声成像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。当前的超声诊断系统通常采用多阵元探头。在这种系统中,高压脉冲波加载在探头各阵元上,激励阵元产生高频超声波进而形成发射波束进入人体。探头各阵元接收人体组织结构散射或反射的回波,形成接收波束。超声诊断系统提取超声回波中的信息,形成各种成像模式显示。

[0003] 在超声成像中由于散射干涉、声影、镜面反射的存在影响了图像的质量,为了降低乃至消除这些因素的干扰,可以采用空间复合成像技术。空间复合成像是一种沿不同角度对扫描对象进行扫描,然后将这些不同角度的图像对应的象素点进行叠加形成一幅图像的成像方法,实时空间复合方法通过控制探头换能器阵列从多个转向角分别各自实时直接进行采集独立角度的图像,采用求和、平均、峰值检测或其他复合方法把图像序列复合成一幅图像。相对于传统单角度成像,空间复合成像角度的变化改变了成像点与探头的相对位置,也改变了取样体积内散射信号的幅度、相位以及叠加效果(模式),由于散射模式具有随机性,因此不同的模式的平均有助于削弱斑点噪声,提高图像信噪比,提高正常软组织及损伤组织的对比分辨率,改善侧壁回声失落,同时不影响空间分辨率等其他的成像性能。复合成像还可减少在强反射分界面的阴影成分,如器官边缘、血管壁、肌腱和韧带,因为它们在掠射角的反射很微弱。

[0004] 另外,凸阵空间复合中偏转角度图像的扫描变换,需要进行极坐标和笛卡尔坐标的转换,区别于传统的超声成像模式,偏转的凸阵扫描情况下扫描线并不交于探头圆弧的圆心。因此,在极坐标系下,各扫描线在角度上并不是等间距的,也就无法利用传统凸阵图像坐标变换的算法。

[0005] 现有技术中有一种凸阵空间复合系统,如图1所示,其给出了凸阵空间复合偏转成像示意图。凸阵正常扫描情况下,每一根扫描线为其对应凸阵探头圆弧的法线方向,而在偏转情况下,通过控制发射和接收延时,每一根扫描线偏转原凸阵探头圆弧的法线方向一定的角度。复合处理时,对多个获取的独立角度图像先通过一次扫描变换进行偏转极坐标到正常极坐标的转换,获得多幅凸阵正常扫描极坐标系图像,进行空间复合处理,然后再通过第二次扫描变换进行极坐标到笛卡儿坐标的转换,获得笛卡儿坐标系下能够输出显示的图像。这种方法所实现的凸阵空间复合系统,在复合时采用了两次坐标变换,一方面运算起来比较复杂,另外,两次坐标变换均需要进行插值处理,每次插值处理都不可避免地会引入噪声,对图像质量有一定的影响。

[0006] 总之,现有技术中存在一定的问题,需要进一步地改进。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供了偏转凸阵数字扫描变换和凸阵空间复合的方法及成像系统,其在进行凸阵空间复合时,对超声回波数据进行了一次扫描变换到笛卡儿坐标系,从而减少了多次插值处理时所引入的噪声,同时还减少了运算复杂度。

[0008] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0009] 本发明提供了一种偏转凸阵数字扫描变换的方法,所述方法包括以下步骤:

[0010] A、查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;

[0011] B、获取所述邻近像素点的超声回波数据,利用该超声回波数据通过插值运算,获得待求像素点的超声回波数据,构建扫描变换后的超声图像。

[0012] 基于此基础上,本发明还提供了一种超声成像系统中的偏转凸阵复合的方法,所述方法包括以下步骤:

[0013] S1、对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的预处理;

[0014] S2、利用凸阵偏转角度,将偏转角度极坐标系下的超声回波数据转换为笛卡儿坐标系下的回波数据,该转换过程包括以下步骤:

[0015] 查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;获取所述邻近像素点的超声回波数据,利用该超声回波数据通过插值运算,获得待求像素点的超声回波数据;

[0016] S3、将笛卡儿坐标系下的超声回波数据进行复合处理,获得用以显示的图像数据。

[0017] 基于上述方法的基础上,本发明还提供了一种超声成像系统,其包括:用于对偏转凸阵图像进行坐标变换的扫描变换模块,其特征在于,所述扫描变换模块包括:

[0018] 查找模块,用于查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;

[0019] 插值运算模块,用于利用所述邻近像素点的超声回波数据进行插值运算,获得待求像素点的超声回波数据。

[0020] 有益效果:本发明通过对偏转凸阵图像进行一次扫描变换后的复合处理,减少了空间复合过程中扫描变换引入的插值噪声,同时还减少了运算复杂度。本发明的方法应用于超声成像系统中,特别是与医用超声成像系统中采用的凸阵空间复合相关。

附图说明

[0021] 图1为凸阵空间复合偏转成像示意图;

[0022] 图2为凸阵空间复合超声系统的结构示意图;

[0023] 图3为本发明实现偏转凸阵扫描变换的流程图;

[0024] 图4为圆弧射线起始点计算示意图;

[0025] 图5为插值运算的示意图;

[0026] 图6为本发明扫描变换模块的结构示意图。

具体实施方式

[0027] 为了在偏转凸阵数字扫描变换时实现一次坐标变换,而减少插值引入的噪声、减少运算复杂度,本发明首先查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;然后,获取邻近像素点的超声回波数据,利用该超声回波数据通过插值运算,获得待求像素点的超声回波数据,从而构建扫描变换后的超声图像。

[0028] 上述插值运算过程中,可以以一距离因子和 / 或一角度因子作为权重,对邻近像素点的超声回波数据进行插值计算,该角度因子由所述待求像素点相对于所述邻近像素点在偏转极坐标系上的归一化夹角决定,该距离因子由所述待求像素点相对于所述邻近像素点在偏转极坐标系上的归一化距离决定。

[0029] 为了实现上述查找功能,并减少插值运算所带入的误差和运算复杂度,本发明的查找过程中,通过计算待求像素点在探头圆弧上所对应的射线起始点,并以该起始点在极坐标系下的角度、以及该起始点与待求像素点的距离为参考值查找与待求像素点最接近的邻近像素点。其具体过程如下:

[0030] 首先,对笛卡儿坐标系中的任一待求像素点,计算该待求像素点在探头圆弧上所对应的射线起始点,在极坐标系下的角度。在这一步骤中,为计算所述角度,可以采用如下方式:

[0031] A11、根据探头圆弧圆心、所述待求像素点及所述射线起始点在极坐标系下的位置关系,构建关于所述角度的三角函数关系式;

[0032] A12、结合笛卡儿坐标系中探头圆弧圆心和待求像素点的坐标,计算所述三角函数关系式中的中间量,其中的中间量可以参照公式 (1)。

[0033] A13、将所述中间量的计算结果代入到三角函数关系式中,获得所述角度的值。

[0034] 关于所述角度的三角函数计算关系式,参见以下公式 (1) 为:

$$[0035] \quad \theta_B = \arctan\left(\frac{x-x_o}{y-y_o}\right) + \arcsin\left[\frac{R_{OB}}{\sqrt{(x-x_o)^2 + (y-y_o)^2}} \sin \theta\right] - \theta \quad (1)$$

[0036] 上式中, (x, y) 为笛卡尔坐标系中待求像素点的坐标; (x_o, y_o) 为探头圆弧圆心的坐标, R_{OB} 为凸阵圆弧半径, θ 为凸阵偏转角度, θ_B 为所述射线起始点在极坐标下的角度。

[0037] 然后,计算笛卡儿坐标系中待求像素点到所述射线起始点的距离。这一步过程中,利用三角函数关系获得的待求像素点到所述射线起始点的距离如下式 (2):

$$[0038] \quad R_{AB} = \frac{\sqrt{(x-x_o)^2 + (y-y_o)^2}}{\sin \theta} \sin\left(\arctan\left(\frac{x-x_o}{y-y_o}\right) - \theta_B\right) \quad (2)$$

[0039] 上式中, (x, y) 为笛卡尔坐标系中待求像素点的坐标; (x_o, y_o) 为探头圆弧圆心的坐标, θ 为凸阵偏转角度, θ_B 为所述射线起始点在极坐标下的角度,如公式 (1)。

[0040] 再次,根据所述角度和距离的计算结果,在笛卡儿坐标系中查找至少两个与待求像素点距离最接近的邻近像素点,并且根据邻近像素点的个数多少需要满足上述条件。以下详细说明本发明的如何利用所述角度和距离的计算结果查找邻近像素点的,首先,根据扫描线密度,将所述角度和所述距离分别分解成整数部分和小数部分,所述角度的整数部分对应于扫描线线号,所述距离的整数部分对应于沿着扫描线的扫描深度上的采样点;然后,根据所述角度和所述距离的整数部分,查找与待求像素点最相近的邻近像素点。而对于所述角度和所述距离的小数部分可作为权重,参加插值运算。

[0041] 下面结合附图,以一个具体实施例为例详细说明本发明上述计算过程的原理。

[0042] 如图 3 所示,本实施例的具体过程如下:

[0043] 1、假设笛卡儿坐标系的一个像素点 $A(x, y)$, 定义该点为上述待求像素点;

[0044] 2、计算极坐标系下像素点 $A(x, y)$ 对应圆弧上射线起始点 B 的角度 θ_B 。如图 4 所示,给出了极坐标系下圆弧射线起始点计算示意图。射线 OA、OC 为极坐标系下凸阵正常扫

描情况下的探头圆弧圆心 O 点所对应的射线,即其对应凸阵探头圆弧的法线方向。线段 AB 表示偏转凸阵的实际扫描线,所以,极坐标系下像素点 A(x, y) 对应圆弧上射线起始点 B 也就是偏转凸阵实际扫描线的起始点。射线 OB 为凸阵正常扫描情况下的一根扫描线,即其对应凸阵探头圆弧的法线方向。其中,图 4 给出的线段 AB 与射线 OB 之间的夹角 θ 即偏转凸阵实际扫描线偏转正常扫描线的角度,也就是通过控制发射脉冲的延时使发射扫描线偏转的偏转角度,属于已知的凸阵偏转扫描角度。

[0045] 3、计算像素点 A 距起始点 B 的距离 R_{AB} 。

[0046] 4、根据扫描线密度将 R_{AB} 和 θ_B 分解成整数部分 (RI_{AB} , θI_B) 和小数部分 (RF_{AB} , θF_B)。

[0047] 5、根据整数部分 (RI_{AB} , θI_B) 可以查找到和点 A 最相近的点,本发明以四点插值为例,根据小数部分 (RF_{AB} , θF_B) 对这四个点进行插值计算。

[0048] 6、最后经过插值计算后的超声波信息值用于凸阵空间复合处理。下面给出算法的具体流程:

[0049] 计算极坐标下对应圆弧上射线起始点 B 的角度 θ_B 可通过简单的三角函数正弦定理获得。如图 4,给出了起始点 B 的角度 θ_B 及像素点 A 距离起始点 B 的距离 R_{AB} 的计算示意图。如图 4 所示, A 点为所要进行扫描变换像素点, O(x_o , y_o) 点为凸阵探头圆弧的圆心, B 点为所求的起始点位置。

[0050] 利用三角函数正弦定理,有公式 (3):

$$[0051] \quad \frac{R_{OA}}{\sin(\angle OBA)} = \frac{R_{OB}}{\sin(\angle OAB)} \quad (3)$$

[0052] 其中 R_{OB} 为凸阵圆弧半径, R_{OA} 为像素点 A(x, y) 距离凸阵探头圆弧圆心的直线距离,即计算辅助线,可在笛卡儿坐标系中利用 A 点坐标 (x, y) 和 O 点的坐标 (x_o , y_o) 计算出来,如公式 (4):

$$[0053] \quad R_{OA} = \sqrt{(x - x_o)^2 + (y - y_o)^2} \quad (4)$$

[0054] $\angle OBA$ 是凸阵偏转角度 θ 的补角,即: $\angle OBA + \theta = \pi$, 因此有公式 (5):

$$[0055] \quad \sin(\angle OBA) = \sin(\theta) \quad (5)$$

[0056] 这样,可通过下式 (6) 计算出 $\angle OAB$:

$$[0057] \quad \angle OAB = \arcsin\left(\frac{R_{OB}}{R_{OA}} \sin(\angle OBA)\right) \quad (6)$$

[0058] 随之,可通过下式 (7) 计算 $\angle AOB$:

$$[0059] \quad \angle AOB = \theta - \angle OAB \quad (7)$$

[0060] $\angle AOC$ 又可通过点 A 和 O 的坐标而确定,如下式 (8)

$$[0061] \quad \angle AOC = \arctan\left(\frac{x - x_o}{y - y_o}\right) \quad (8)$$

[0062] 这样,通过 $\angle AOC$ 和 $\angle AOB$ 可以确定圆弧上射线起始点 B 的角度 θ_B :

$$[0063] \quad \theta_B = \angle BOC = \angle AOC - \angle AOB \quad (9)$$

[0064] 依次将上述中间量代入上述公式 (9) 计算 θ_B 可得上述公式 (1), 即,

$$[0065] \quad \theta_B = \arctan\left(\frac{x - x_o}{y - y_o}\right) + \arcsin\left[\frac{R_{OB}}{\sqrt{(x - x_o)^2 + (y - y_o)^2}} \sin \theta\right] - \theta$$

[0066] 像素点 A 距离起始点 B 的距离 R_{AB} 也可以通过相应的正弦定理来确定,如下式 (10) :

$$[0067] \quad \frac{R_{AB}}{\sin(\angle AOB)} = \frac{R_{OB}}{\sin(\angle OAB)} \quad (10)$$

[0068] 即 :

$$[0069] \quad R_{AB} = \frac{R_{OB}}{\sin(\angle OAB)} \sin(\angle AOB) \quad (11)$$

[0070] 将上述各个公式的结果带入公式 (11) 可得上述公式 (2), 即,

[0071]

$$R_{AB} = \frac{\sqrt{(x-x_o)^2 + (y-y_o)^2}}{\sin \theta} \sin(\angle AOC - \theta_B) = \frac{\sqrt{(x-x_o)^2 + (y-y_o)^2}}{\sin \theta} \sin(\arctan(\frac{x-x_o}{y-y_o}) - \theta_B)$$

[0072] 如上,通过计算得到了起始点 B 的角度 θ_B 及像素点 A 距起始点 B 的距离 R_{AB} , 将 R_{AB} 和 θ_B 根据扫描线密度分解成整数部分 (RI_{AB} , θI_B) 和小数部分 (RF_{AB} , θF_B)。整数部分 θI_B 对应于扫描线线号, 整数部分 RI_{AB} 对应于沿着扫描线的扫描深度上的采样点。扫描变换器中包含一个存储器, 其本质是一块内存器, 用于存储超声回波数据。其内存的存储格式一般采用二维存储的方法, 对应于实际超声成像时系统的采样。其中, 一个方向是沿着扫描线线号变换的方向, 另外一个方向是沿着扫描线上深度的变化。根据 (RI_{AB} , θI_B) 可以查到存储器中相邻的四个位置点所对应的超声回波数据。根据这四个相邻位置点的超声回波数据, 经过插值计算处理, 得到 (R_{AB} 和 θ_B) 位置也就是点 A 对应的超声回波数据。插值处理时的系数和小数部分 (RF_{AB} , θF_B) 相关。小数部分 (RF_{AB} , θF_B) 通过一定的变换进行是归一化。两个相邻点的深度距离归一化为 1, 两条相邻扫描线之间的交角归一化为 1。

[0073] 如图 5 所示, 不妨假设取得的四个邻近像素点分别是 P1, P2, Q1, Q2。其中 P1, P2 的扫描深度相同, 不妨假设其扫描深度是 m。Q1, Q2 的扫描深度相同, 其扫描深度是 m+1。P1 和 Q1, P2 和 Q2 的扫描线号相同, 不妨假设其对应的扫描线号分别是 n, n+1, 这样选邻近像素点的好处在于用得是最近的点差值, 误差最小。这四个邻近像素点对应的超声回波信息 (主要包含的是像素点的幅值信息) 分别为 X_{P1} , X_{P2} , X_{Q1} , X_{Q2} 。目的是为了计算位置 A 的超声回波数据, 其中位置点 A 对应的小数部分是 (RF_{AB} , θF_B)。首先, 根据小数部分 RF_{AB} 进行两点线性插值, 然后根据小数部分 θF_B 进行两点线性插值。不妨假设位置点 K1, K2 的扫描深度相同, 特别的与点 A 的扫描深度相同。位置点 P1 和 K1, P2 和 K2 的扫描线号相同。位置点 K1 距 P1 在 R 轴方向的归一化距离是 R_F , 以 P1 和 Q1 的轴向距离为 1, R_F 由 RF_{AB} 决定, 即 $R_F = RF_{AB}$, 那么 K1 距离 Q1 点在轴方向距离是 $1-R_F$ 。假设 A 点对应的偏转极坐标和扫描线 n 之间的归一化夹角是 θ_F , 以扫描线 n 和扫描线 n+1 之间的夹角为 1, θ_F 由 θF_B 决定, 即 $\theta_F = \theta F_B$, 那么 A 点对应的极坐标和扫描线 n+1 之间的归一化夹角是 $1-\theta_F$ 。邻近点内插值算法以归一化的夹角和归一化距离作为权重, 进行插值运算。

[0074] 首先, 根据 P1 和 Q1 两点的超声波信息插出 K1 点的信息 X_{K1} , 如下式 (12) :

$$[0075] \quad X_{K1} = X_{P1} \times (1-R_F) + X_{Q1} \times R_F \quad (12)$$

[0076] 然后, 根据 P2 和 Q2 两点的超声波信息插出 K2 点的信息 X_{K2} , 如下式 (13)

$$[0077] \quad X_{K2} = X_{P2} \times (1-R_F) + X_{Q2} \times R_F \quad (13)$$

[0078] 那么,位置点 A 对应的超声回波数据 X_A 如下式 (14) :

$$[0079] \quad X_A = X_{K1} \times (1 - \theta_F) + X_{K2} \times \theta_F \quad (14)$$

[0080] 经过插值处理后的超声回波数据输出到空间复合等处理模块后,空间复合模块把经过偏转图象扫描变换的多角度图像进行复合处理,空间复合控制模块提供选定加权复合的图象加权系数及加权手段。

[0081] 以上给出了最常用的四点插值运算的例子,而除了四点插值外,还可以采用四点的倍数个邻近像素点、两个邻近像素点、六个邻近像素点等偶数个邻近像素点方式来进行插值运算。

[0082] 基于上述扫描变换的方法,本发明还提供了一种超声成像系统中的凸阵空间复合方法,其包括以下步骤:

[0083] S1、对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的预处理,这里的预处理包括:放大、波束合成、滤波、包络检波。

[0084] S2、利用凸阵偏转角度,将偏转角度极坐标系下的超声回波数据转换为笛卡儿坐标系下的回波数据,该转换过程包括以下步骤:查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;获取所述邻近像素点的超声回波数据,利用该超声回波数据通过插值运算,获得待求像素点的超声回波数据;

[0085] S3、将笛卡儿坐标系下的超声回波数据进行复合处理,获得用以显示的图像数据。这里可以采用平均复合法对不同偏转角度的图像进行加权平均,获得复合后的图像数据。

[0086] 图像的空间复合有平均、最大值、中值、最小均方根等方法,平均复合方法为多角度空间复合的传统方法,思路就是对不同角度的图像进行加权平均,在抑制斑点噪声的同时突出信号特征。图像的缺陷如斑点、声影等具有一定的随机性,因此通过多角度图像的像素平均可以有效地抑制这些缺陷同时保留有用的信号。假定复合成像使用扫描角度数量为 N ,经过偏转图像扫描变换后各帧图像为 I_i ,复合结果为 $CompI_i$,显然有:

$$[0087] \quad CompI_i = \frac{1}{N} \sum_{k=i-N+1}^i I_k$$

[0088] 实时的空间复合通过把前一次复合图像结果减去第一幅图像结果再叠加新的图像而实现,其处理方法如下:

$$[0089] \quad CompI_{i+1} = CompI_i + I_{i+1} - I_{i-N+1}$$

[0090] 由于不同区域参与复合的帧数不同,并且有边缘线权值的影响,会导致复合图像的不同区域(主要是边缘)的灰度不同,所以参加空间复合的图像加权系数应随图像复合帧数的变化而进行相应的调整。复合后的图像经灰度映射直接送至显示器。

[0091] 本发明的方法主要应用于超声成像系统上,凸阵空间复合超声系统基本框架图如图 2 所示。凸阵空间复合超声系统包括:空间复合控制模块、时间增益波长放大器、波束合成模块、包络检波模块、扫描变换模块、空间复合模块、显示模块、发射/接收模块。空间复合模块控制着整个空间复合过程中的发射,接收,扫描变换及空间复合算法等。

[0092] 空间复合成像时,发射/接收模块先被切换到发射状态,系统通过发射脉冲控制模块控制发射脉冲的形状、延时以及参与发射的阵元,使发射的超声波聚焦到预定扫描线上的预定焦点位置。特别的,空间复合控制模块通过控制发射脉冲延时使发射扫描线聚焦于指定的偏转角度。

[0093] 接着,所述发射/接收模块切换到接收状态,超声回波经超声换能器各阵元接收转换成电信号。该电信号经时间增益波长放大器放大,以补偿不同深度下的超声波衰减;再送往波束合成模块,调整各阵元回波的延时并进行变迹,以提高当前接收扫描线回波信号的信噪比。特别地,空间复合控制模块会相应地控制波束合成的延时使接收扫描线偏转到与发射扫描线相同的角度。这样就构成了偏转角度图象的发射与接收全过程,形成了具有一定偏转角度的图像,为空间复合做准备。

[0094] 经波束合成后的回波信号一般还经过动态滤波提高信噪比,之后经包络检波模块获得回波信号的包络。所述的包络检波模块可以采用对正交解调后的两路正交信号取模检测的方法。检波后的数据送至扫描变换模块,该扫描变换模块利用空间复合控制模块提供出相应的偏转角度,把各个偏转角度的扫描线数据转换为代表真实空间位置的图像数据,再送至空间复合模块,即实现偏转凸阵图像的坐标变换和凸阵空间复合。

[0095] 从上述陈述的本发明的方法过程可以看出,为了使超声成像系统只完成一次坐标变换就可以为空间复合做好准备,本发明的扫描变换模块中包括:查找模块,和插值运算模块,如图6所示,查找模块用于查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点;插值运算模块用于利用所述邻近像素点的超声回波数据进行插值运算,获得待求像素点的超声回波数据。其中,查找模块包括:角度计算单元、距离计算单元和查找单元;

[0096] 角度计算单元用于计算待求像素点在探头圆弧上所对应的射线起始点在极坐标系下的角度;

[0097] 距离计算单元用于计算所述待求像素点到所述射线起始点的距离;及

[0098] 查找单元用于根据所述角度和距离的计算结果,在笛卡尔坐标系中查找至少两个与待求像素点距离最相近的邻近像素点。

[0099] 上述各个模块均可以通过软件编程来实现,其原理可以参见上述相关说明。

[0100] 综上所述,本发明针对超声凸阵偏转成像时的扫描变换系统,通过计算待求像素点在极坐标下对应圆弧上射线起始点的角度和待求像素点距起始点的距离,确定与像素点最相近的点,并进行插值计算,获取偏转情况下的笛卡尔坐标系的超声图像,用于凸阵的空间复合处理。可见,本发明直接利用扫描变换下像素点之间所具有的三角函数关系,将偏转的极坐标图像一次性转换到笛卡尔坐标系,然后再进行空间复合处理,这种方法仅进行了一次坐标变换,即一次插值处理,能够有效的减少因坐标变换引入的插值噪声。并且,本发明采用选取邻近像素点进行插值计算,从而缩小了插值误差。本发明的邻近像素点和插值系数是通过计算极坐标系下对应探头圆弧上射线起始点位置后,把角度和轴向距离分解成整数部分和小数部分获取的,这样做可以保证精确定位待求像素点地邻近像素点,减少插值误差,而且使得计算简单。凸阵探头的图像采用本发明的凸阵空间复合方法及扫描变换方法后,能够在保留图像信号的同时,有效的提高信噪比,降低回声失落,增强组织间的分辨能力,清晰地显示组织间的边界,提高图像质量。

[0101] 上述各具体步骤的举例说明较为具体,并不能因此而认为是对本发明的专利保护范围的限制,本发明的专利保护范围应以所附权利要求为准。

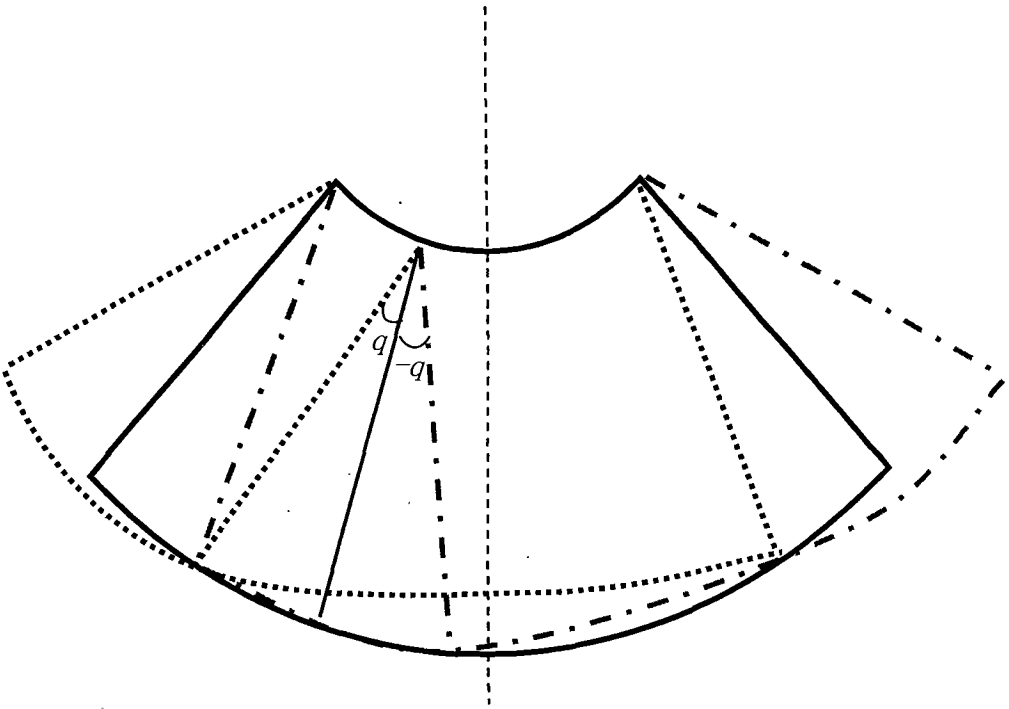


图 1

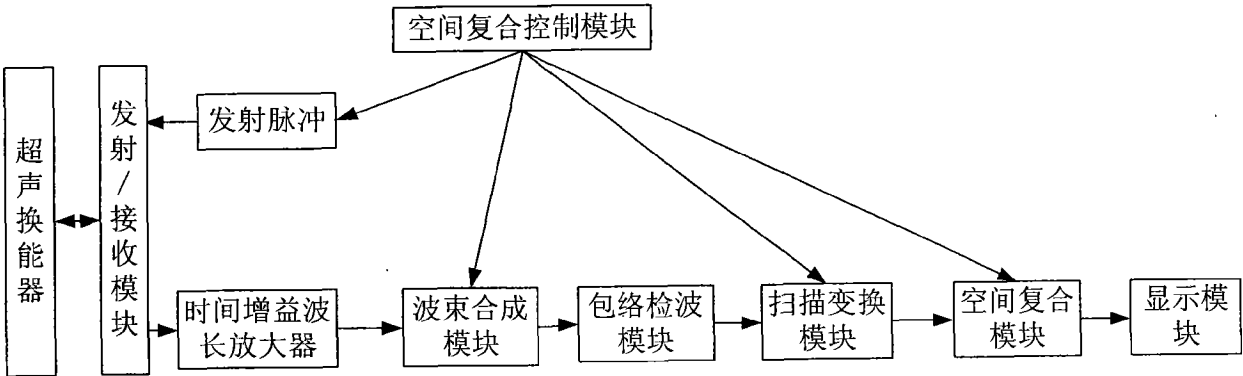


图 2

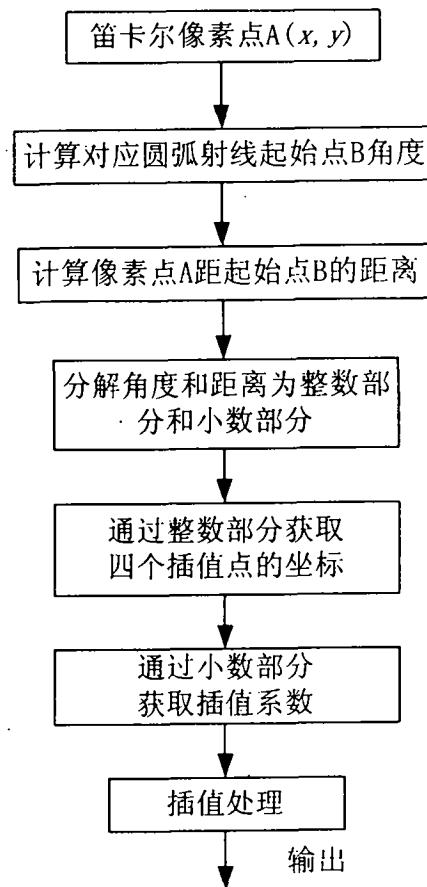


图 3

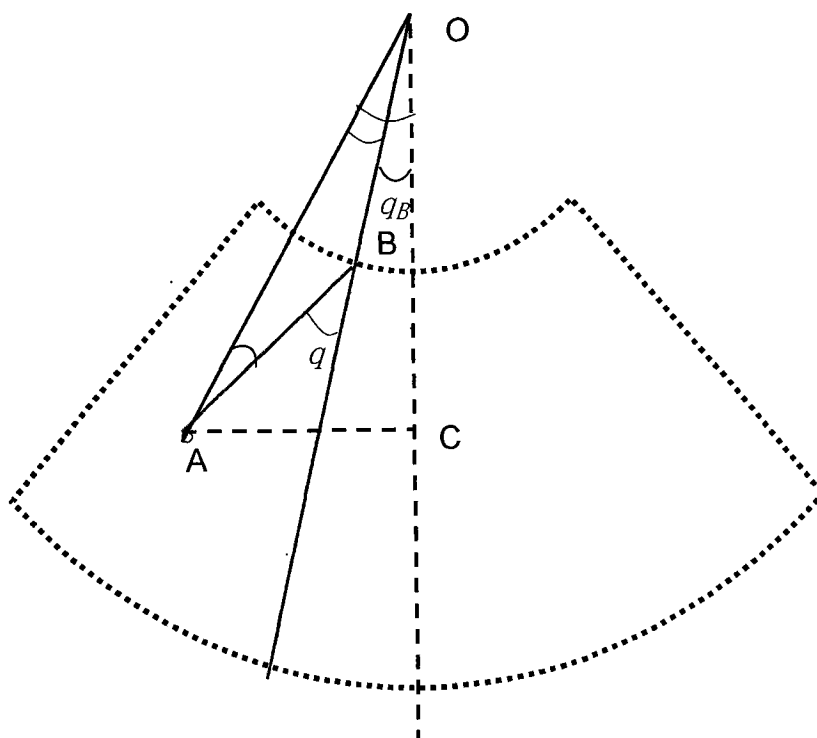


图 4

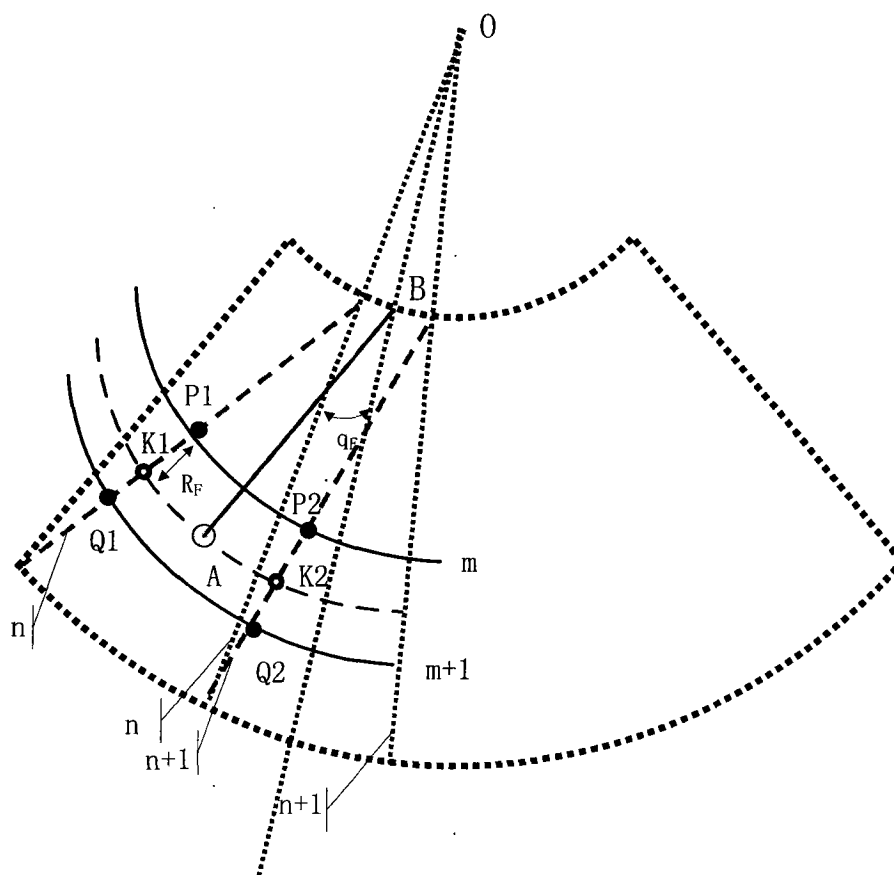


图 5

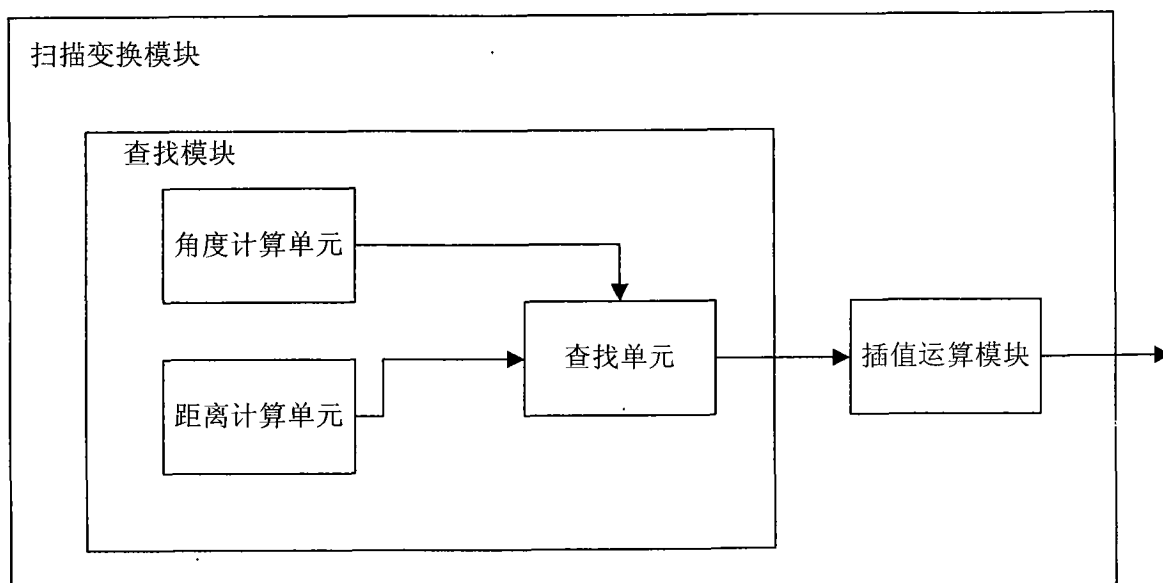


图 6

专利名称(译)	偏转凸阵数字扫描变换和凸阵空间复合的方法及成像系统		
公开(公告)号	CN101683274B	公开(公告)日	2012-12-19
申请号	CN200810216543.1	申请日	2008-09-25
[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	李雷 李勇 侯龙龙		
发明人	李雷 李勇 侯龙龙		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89		
代理人(译)	杨宏		
其他公开文献	CN101683274A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种偏转凸阵数字扫描变换和凸阵空间复合的方法及成像系统，其方法包括以下步骤：A、查找至少两个与待求像素点最接近的邻近像素点；B、获取所述邻近像素点的超声回波数据，利用该超声回波数据通过插值运算，获得待求像素点的超声回波数据，构建扫描变换后的超声图像。本发明在进行凸阵空间复合时，对超声回波数据进行了一次扫描变换到笛卡儿坐标系，从而减少了多次插值处理时所引入的噪声。

