

# 图像几何变换的 DSP 算法研究与实现

朱玉颖, 冯佳梅, 姚远程

(西南科技大学 信息工程学院, 四川 绵阳 621010)

**摘要:** 超声诊断仪对分辨率和实时性的较高要求, 使得采用 DSP 算法成为提高仪器整体性能的关键。结合超声诊断仪图像形成原理, 研究实现了图像几何变换的多种算法, 并通过搭建 DSP 模型进行仿真, 对运算量等可行性指标开展比对分析。优选出 R-Theta 算法, 使图像实时性和分辨率得到有效的保证。

**关键词:** 超声诊断; 几何变换; DSP; 图像处理

中图分类号: TP391

文献标识码: A

文章编号: 1674-7720(2010)14-0043-03

## DSP algorithm research and realize of image geometry transformation

ZHU Yu Ying, FENG Jia Mei, YAO Yuan Cheng

(Information Institute, Southwest University of Science and Technology, Mianyang 621010, China)

**Abstract:** Ultrasound diagnostic equipment's high requirement about resolution and timeliness, makes the DSP operation become the key to enhance the instrument overall performance. In this paper, combining with ultrasound image's generating, it realizes several kinds of geometric transformation arithmetic. Through building DSP model to carry on the simulation, analyzes its feasible index about operand and so on; and gets the result that when using R-Theta algorithm, the image's timeliness and the resolution can obtain effective guarantee.

**Key words:** ultrasound; geometric transformation; DSP; image processing

B 型超诊断仪是运用超声传导技术和超声图像诊断技术的一种医疗诊断仪器, 它主要用亮度调制方式来显示回波信号的强弱, 反射回的时间反映扫描的深度, 从而反映人体内部结构特征, 也称作“断层图像”<sup>[1]</sup>。其中数字扫描变换的精度直接影响图像的分辨率和几何失真度, 变换算法的复杂度直接影响图像处理运算量和图像处理的实时性, 也直接影响后续图像处理的质量。

DSP 易于满足图像处理中运算量大、精度高、实时性强、数据传输速率高等要求。采用高速 DSP 芯片作为 B 超图像数字扫描变换的核心数据处理单元, 能很好地实现不同 B 超图像处理算法, 且能直观、快速地观察到变换结果, 实用性强<sup>[2]</sup>。此外, 对于一些新型的运算量较大的图像处理系统, DSP 也能很好地进行扩展, 从而使高速 B 超图像处理系统得到广泛的使用。对于一些新型的运算量较大的 B 超图像处理系统, DSP 也能很好地进行扩展<sup>[3]</sup>。

### 1 图像的几何变换

一个完整的 B 超系统如图 1 所示<sup>[4]</sup>。

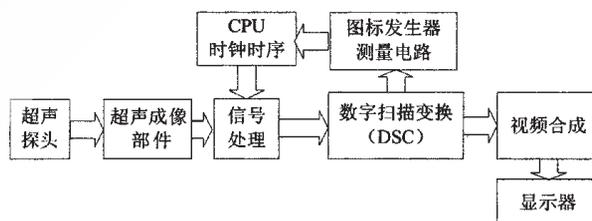


图 1 B 超诊断系统的基本组成

当 B 超探头获得激励脉冲后发射超声波, 经过一段时间延迟, 再由探头接收反射回的回波信号, 探头接收反射回来的回波信号经过滤波、对数放大等信号处理<sup>[5]</sup>, 由 DSC 电路进行数字变换形成数字信号, 在 CPU 控制下进一步进行图像处理, 再同图表形成电路和测量电路一起合成视频信号送给显示器形成 B 超图像, 也称二维黑白超声图像。B 超的超声探头按形状通常可分为线阵式和凸阵式。线阵式和凸阵式均用亮度表示回波信号的强弱, 反射的时间长短表示扫描的深度。线阵式 B 超探头的形状为矩形, 扫描采集回来的信号为一个矩形, 通过处理后可直接在显示器上显示。而凸阵式 B 超探头为圆

《微型机与应用》2010 年第 29 卷第 14 期

## 图形、图像与多媒体

Image Processing and Multimedia Technology

弧形,它接收到的回波信号为一个扇形的信号,需对它进行几何变换才能变为适合人眼观察的图像。线阵式和凸阵式回波信号的示意图如图 2 所示。

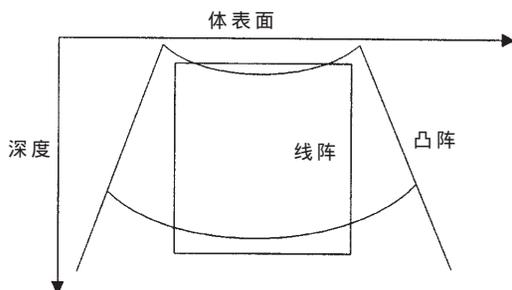


图 2 线阵和凸阵回波形状比较图

由图 2 可知,凸阵式扫描方式比线阵式扫描方式的视野更大,且凸阵式的物理外形更与人体接近。凸阵式扇形扫描 B 超的前部为圆弧形,相应的 B 超图像称为扇形图像,即为一散形面,其中散角为凸阵两边阵之角度,散形中心为探头弧线圆心,散形半径则与探头半径和 B 超探测深度有关。换能器均匀分布在圆弧面上。许多阵元沿该圆弧面排列,此类换能器中的阵元按顺序发射和接收超声波,这些超声扫描线对应图像存储器的列地址,每条扫描线上的样本对应图像存储器的行地址,采样值依次写入图像存储器。

凸阵式扇形扫描的回波信号为一个扇形,可将它看做极坐标形式,图 3 显示出这种极坐标形式的采样点与光栅扫描显示像素的位置关系。从图 3 中可见,B 超所采集到的回波信号为一个极坐标形式的扇形面,而显示器的像素分布为一个直角坐标的矩形。同时,从图 4 中可以看出信号采样点与显示像素点的位置并不一一对应,相邻扫描线之间还有很多空缺的像素点,这种现象在远场尤为明显<sup>[6]</sup>。设计 DSP 算法,根据空缺像素周围的回波信号采样的近似值,并在显示此图像之前将这些近似值插入到相应的空缺处,使图像均匀连续。同时,B 超检查对于图像的质量以及实时性要求都很高。要提高

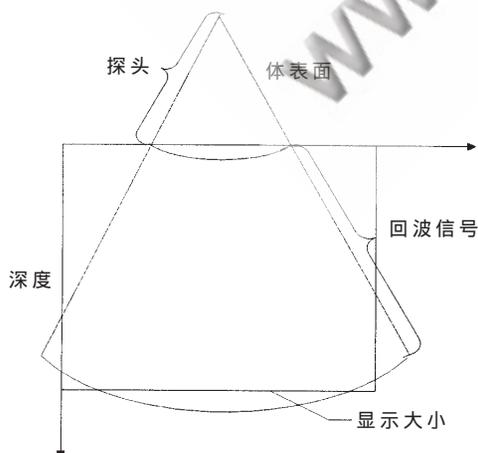


图 3 凸探头扫描回波示意图

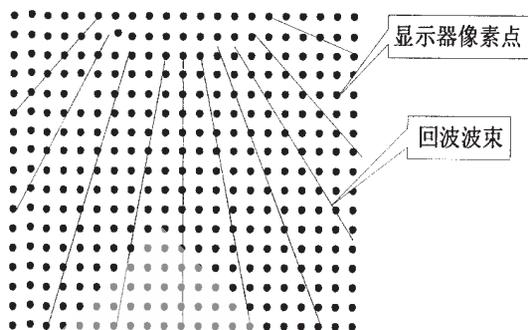


图 4 回波信号采样点与显示像素点间的位置关系图

图像质量就要增加处理精度,以提高图像的分辨率,但处理精度要求越高,则需存储器字长越长(字长越短,则图像数字化时的量化误差和量化噪声均加大),对相同大小的一帧图像所需存储器的容量越大。因此系统完成一帧图像的数字处理所需时间加长,使得系统的实时性得不到保证。而且,算法的复杂度和运算量也将直接影响到图像的实时性。因此,必须通过设计相应的 DSP 算法以及运算精度来保证变换后的图像的分辨率和实时性。

## 2 图像几何变换的 DSP 算法研究

B 超是一种分辨率和实时性要求都很高的仪器,采用有效的 DSP 算法是提高 B 超整体性能的关键。不同的 DSP 算法运算量会有很大的差异,运算量越大,图像越清晰,处理时间越长。现代 DSP 算法就是在分辨率和运算量之间寻找折中,典型的算法分为一维线性算法和二维线性算法。

## 2.1 一维线性算法

NNIA 算法是最早的一维线性变换算法,它主要运用直角坐标与极坐标之间的几何变换关系来实现。凸探头采集到的信号为一个扇面,可视为极坐标的形式,显示器的像素分布则是矩形,可视为直角坐标方式。通过极坐标与直角坐标的变换关系,可得到每个回波信号在显示器上的对应值:

$$\begin{cases} X=R \times \cos \theta \\ Y=R \times \sin \theta \end{cases} \quad (1)$$

通过这种算法,每个回波点都能求出相应的像素值并进行填充,而对于给定夹角的扇形,回波点所对应的图像可以预先计算出来,而且采用这种算法简单直观。分析其运算量,从算法上看,假设总共有  $X$  个回波点,每个回波点进行几何变换需要计算正弦和余弦的值和两次乘法。

改进 NNIA 算法是在 NNIA 算法的基础上建立起来的,它从像素点反过来寻找对应回波点来对像素进行填充。由于像素点是连续的,因此每个像素点都能找到与其相对应的回波数据的值,算法模型如图 5 所示。

首先通过极坐标与直角坐标的对应关系计算出像素点在极坐标下的对应点  $P$ ,再找出与  $P$  点相邻的 4 个

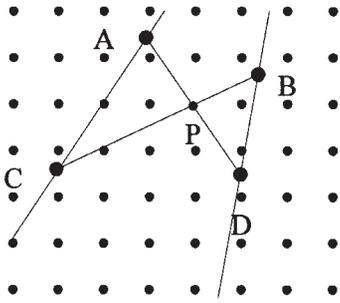


图5 改进 NNIA 算法模型

回波点 A、B、C、D (其中 A、C 属于同一波束, B、D 属于同一波束)。判断 A、B、C、D 谁最靠近 P 点, 就将这点的值赋值给 P, 这样就完成了极坐标对直角坐标值的填充。

该算法运用直角坐标系下的像素点反过来找对应极坐标下的回波点, 且一个像素点要找到与其对应的 4 个相邻的回波点, 运算量比 NNIA 大。若显示器像素点的个数为  $X$  个, 则采用改进 NNIA 算法进行几何变换, 需要进行两次正余弦变换和 4 次乘法运算。

## 2.2 二维线性算法

二维算法中最具有代表性的算法就是 R-Theta。R-Theta 算法在改进 NNIA 算法的基础上, 消除由于舍入或截断所带来的图像失真。R-Theta 算法模型如图 6 所示。

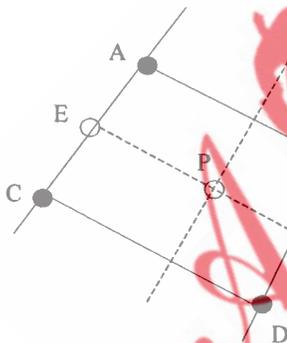


图6 R-Theta 算法模型

它也是由直角坐标的像素点对应到极坐标形式的回波点。与改进 NNIA 算法不同的是, R-Theta 采用二维的算法处理。R-Theta 算法如式(2)所示, 其中,  $l_{AE}$ 、 $l_{BF}$  为 AE、BF 距离百分比,  $\theta_{EP}$  为 EP 角度百分比。

$$\begin{cases} V_E = l_{AE}V_C + (1-l_{AE})V_A \\ V_F = l_{BF}V_D + (1-l_{BF})V_B \\ V_P = l_{EP}V_F + (1-l_{EP})V_E \end{cases} \quad (2)$$

分析 R-Theta 算法的运算量, 若需要确定  $X$  个像素点, 每个像素点有正余弦信号的变换各一次和 6 次乘法运算。由此可以看出, R-Theta 算法的运算量是三种算法中运算量最大的。

## 3 DSP 实现及实验结果分析

假设有一夹角为  $60^\circ$ 、128 阵元(24 阵元为一组)的 B

超凸阵探头(探头的半径为 60 mm, 扫描深度为 200 mm), 采集到的回波信号为 256 灰度级的 128 像素 $\times$ 512 像素的扇形数据。本次设计采用 TMS320C64X 系列的 DSP。C64X 定点 DSP 是业界公认的处理能力最强的数字信号处理器, 在工作时钟达到 1 GHz 时, C64X DSP 的信息处理能力最高可达到 8 000 MIPS。C64X DSP 除了运行在高频率的工作时钟外, 还利用特殊指令功能在一个时钟周期内处理多任务。这些特殊指令使得 C64X 可以更有效地应用在一些关键领域, 诸如数字通信物理层信号处理及视频和图像的处理。利用 DSP 的软件仿真系统实现仿真, 最后将程序加载到开发板上运行, 查看运行效果, 分析成像精度、运算量等性能指标。算法仿真图如图 7 所示。

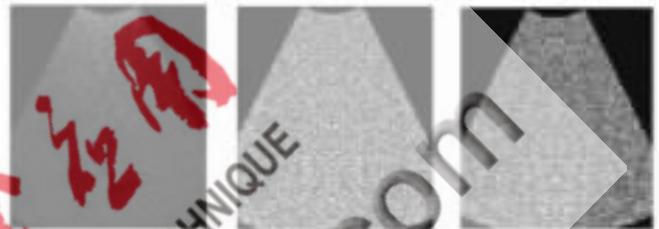


图7 算法仿真图

由图 7 可以看出, 采用 NNIA 算法, 波束与波束之间存在间隙, 使得对显示器的几何变换并不连续, 而且, 显示器像素的位置是整数, 因此坐标点计算存在舍入或截断误差。这样, 原先回波点对像素点的填充可能会被邻近回波点的值所覆盖, 图像就会丢失信息产生失真。采用改进 NNIA 算法, 因为它采用的是由像素点对应回波, 则每个像素点都能找到与其对应的像素值, 不会出现像素点无值的情况, 所以也就不会出现 NNIA 算法中出现的空缺像素点的情况。但由于算法本身的原因, 相邻 4 个回波点之间可能包含多个对应的像素点, 即一个区域内的多个像素点被相同的值填充, 这使得图像上出现亮斑, 图像的整体效果不是很好, 给诊断带来不便。R-Theta 有效地避免了改进 NNIA 算法中的一个像素值对应多个像素点的情况, 也就不会产生亮斑。

采用 R-Theta 减小了舍入误差和截断误差, 故能得到最高的分辨率, 图像更加逼真。虽然 R-Theta 在以上的算法中运算量最大, 但在现今的 DSP 运算条件下, 实验证明, 采用 R-Theta 完全可以实现图像的实时显示, 并且图像的质量也得到了有效的保证。同时, 算法很好地保留了原始信息, 便于实现图像的后续处理。

### 参考文献

- [1] 周建, 钱进. B 超图像的计算机实时成像研究[J]. 声学技术, 2003, 22(3): 195-198.
- [2] 张荣, 邓长军. DSP 在图像处理中的应用[J]. 集成电路与元器件研究, 2003, 5(12): 41-43.
- [3] 裘云. DSP 技术及前景分析[J]. 微计算机信息, 2000, 16

(15): 60-66.

- [4] 王碧春.实现基于 PC 机的 DSC 算法研究[R].电子科技大学, 2002.3.
- [5] 冯若.超声诊断原理与设计[M]. 南京:南京大学出版社, 1999.
- [6] WEBER P K, LEMOR R M. System for research and development in medical ultrasound imaging. Medical device technology, 2004:35-37.

作者简介:

朱玉颖,女,1977年生,讲师,主要研究方向:图像分析与信号处理。

冯佳梅,女,1987年生,硕士研究生,主要研究方向:图像分析与模式识别。

姚远程,男,1962年生,教授,主要研究方向:无线通信。

(收稿日期:2010-04-07)

