

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/14 (2006.01)
G06T 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710077367.3

[43] 公开日 2008 年 4 月 9 日

[11] 公开号 CN 101156789A

[22] 申请日 2007.9.25
[21] 申请号 200710077367.3
[71] 申请人 深圳市蓝韵实业有限公司
地址 518034 广东省深圳市福田区景田北路
81 号碧景园 E 栋 601
[72] 发明人 程延俊 陈闽峰

[74] 专利代理机构 北京必浩得专利代理事务所
代理人 关松寿

权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 11 页

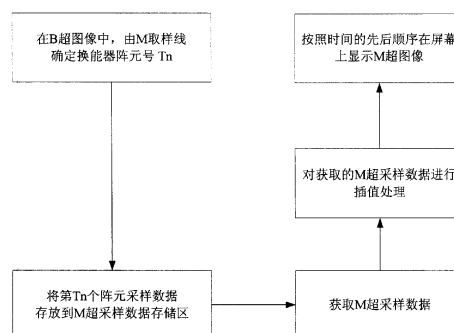
[54] 发明名称

一种 B/M 模式超声图像显示方法

[57] 摘要

一种 B/M 模式超声图像显示方法，包括步骤：

A1. 确定 B 模式超声图像和 M 模式超声图像在屏幕上的排列方向和显示比例；A2. 利用软件模块将 B 模式超声图像显示在屏幕上；A3. 在所述 B 模式超声图像上选取 M 取样线；A4. 利用软件模块将所述 M 取样线对应的 M 模式超声图像显示在屏幕上。本发明使用软件进行 DSC 处理并进行 B/M 模式超声图像的显示，省去了 DSC 的硬件处理模块，节约了硬件成本，缩小了硬件的体积，并且为图像的后处理提供了极大的方便。



1、一种 B/M 模式超声图像显示方法，其特征在于：包括步骤：

- A1、确定B模式超声图像和M模式超声图像在屏幕上的排列方向和显示比例；
- A2、利用软件模块将B模式超声图像显示在屏幕上；
- A3、在所述B模式超声图像上选取M取样线；
- A4、利用软件模块将所述M取样线对应的M模式超声图像显示在屏幕上。

2、根据权利要求 1 所述的 B/M 模式超声图像显示方法，其特征在于，所述步骤 A2 包括步骤：

- B1、建立插值计算表；
- B2、根据所述插值计算表和采样数据计算凸阵扫描区内每个像素的灰度值数据；
- B3、将所述灰度值数据输出到屏幕进行显示。

3、根据权利要求 2 所述的 B/M 模式超声图像显示方法，其特征在于：所述步骤 B1 包括步骤：预先计算凸阵扫描区内每个像素的极坐标值，并将所述极坐标值存入坐标转换表中，根据所述坐标转换表建立所述插值计算表。

4、根据权利要求 3 所述的 B/M 模式超声图像显示方法，其特征在于：所述插值计算表设为一数据结构的赋值集合，所述数据结构包括显示在屏幕上的点的一维坐标变量、矫正插值系数变量、采样点的位置变量。

5、根据权利要求 4 所述的 B/M 模式超声图像显示方法，其特征在

于, 所述步骤 B2 包括步骤: 所述灰度值数据首先存入第一一维数组中。

6、根据权利要求 5 所述的 B/M 模式超声图像显示方法, 其特征在于, 所述步骤 A4 包括步骤:

C1、根据所述 M 取样线确定换能器阵元号;

C2、将所述换能器阵元号的采样数据存放到 M 模式采样数据存储区;

C3、读取所述换能器阵元号的采样数据并进行插值计算;

C4、将经过插值计算得到的 M 模式灰度值数据输出到屏幕进行显示。

7、根据权利要求 6 所述的 B/M 模式超声图像显示方法, 其特征在于: 所述 M 模式灰度值数据首先存入第二一维数组中。

8、根据权利要求 7 所述的 B/M 模式超声图像显示方法, 其特征在于: 将所述第二一维数组中的数据依次赋值给与 M 模式显示像素区大小对应的二维数组。

一种 B/M 模式超声图像显示方法

技术领域

本发明涉及超声诊断设备技术领域，具体涉及一种 B/M 模式超声图像显示方法。

背景技术

目前的B超DSC通常使用硬件来实现，那么对于图像显示来说，具体的M模式的显示，也是在硬件中实现的。硬件实现扫描变换，需要由两个帧存储器存储声束扫描格式的图象数据，两个帧存储器采用“乒乓”工作方式，当一个帧存储器按声束扫描时序写入当前的回波数据时，另一个帧存储器则以显示时钟速率读出数据，读出的数据经过二维线性插补运算后得到显示像素之值。每当声束扫描完成一个周期时，便进行两个帧存储器的“乒乓”切换。按照显示时钟的频率，每隔一定时间输出一个显示像素，而每计算一个显示像素要求从帧存储器中读出四个声束扫描数据。如果这四个数据串行读出的话，要求帧存储器的工作频率高达50MHz以上。为了避免对高速存储器件的要求，帧存储器采用一种特殊的结构。每个帧存储器被分成A1、A2、B1、B2四个子存储器，分别存放不同线上的不同位置的采样点。根据扫描变换器二维线性插补的原理，计算一个显示像素所需的四个声束扫描数据必分散在A1、A2、B1、B2之中，因此可以从帧存储器的四个子存储器中并行读出。

坐标变换一般是通过两级的查找表实现的。坐标变换的输入是显示

象素的二维序号，其中行号与列号各需 10 位的二进制数表示。坐标变换的输出是帧存储器的读地址以及插值系数 θ_e 与 r_e 。如果用一级查找表实现坐标变换，此查找表的规模比较大，当显示模式或显示深度改变时，这个巨大的查找表也要更换。两级查表可以避免更换大的查找表。第一级查找表实现 $x-y$ 坐标系到 $u-v$ 坐标系的变换，由于直角坐标系之间变换的二维可分离性，只需两个小查找表分别实现 $x \rightarrow u$ 、 $y \rightarrow v$ 的变换，不同探头或不同显示模式或不同显示深度下坐标变换的差异仅体现在这两个小查找表的更换上。第二级查找表实现直角坐标系 $u-v$ 到极坐标系 $r-\theta$ 的变换，这个变换是与任务无关的变换，可以借助通用的坐标变换芯片实现。然后使用专门的插值电路进行插值，计算出需要显示位置的像素值，最后送给上层应用程序进行显示。

对于 M 模式，同样也是经过硬件的扫描变换，将 M 模式的采样数据经过插值处理后以图像的格式送给上层应用程序予以显示。

现有技术 B 模式和 M 模式图像显示由硬件实现，首先使得硬件电路变得更加庞大复杂，也使得 PCB 布板的复杂度难度和任务量都加大很多，其次，硬件电路部分需要用于 DSC 的 FPGA（现场可编程单元）处理芯片和存储器都加大了硬件的成本。而且，由于 DSC 使用硬件进行处理，上层应用程序得不到采样数据，对于图像的后处理来说，增加了计算的复杂度。

发明内容

本发明要解决的技术问题是提供一种 B/M 模式超声图像显示方法，克服现有技术 B 模式和 M 模式超声图像显示由硬件实现，硬件电路庞大，PCB 板布线复杂以及上层应用程序得不到采样数据，图像后处理计算复杂的缺陷。

本发明为解决上述技术问题所采用的技术方案为：

一种 B/M 模式超声图像显示方法，包括步骤：

- A1、确定B模式超声图像和M模式超声图像在屏幕上的排列方向和显示比例；
- A2、利用软件模块将B模式超声图像显示在屏幕上；
- A3、在所述B模式超声图像上选取M取样线；
- A4、利用软件模块将所述M取样线对应的M模式超声图像显示在屏幕上。

所述步骤 A2 包括步骤：

- B1、建立插值计算表；
- B2、根据所述插值计算表和采样数据计算凸阵扫描区内每个象素的灰度值数据；
- B3、将所述灰度值数据输出到屏幕进行显示。

所述步骤 B1 包括步骤：预先计算凸阵扫描区内每个象素的极坐标值，并将所述极坐标值存入坐标转换表中，根据所述坐标转换表建立所述插值计算表。

所述插值计算表设为一数据结构的赋值集合，所述数据结构包括显示在屏幕上的点的一维坐标变量、矫正插值系数变量、采样点的位置变量。

所述步骤 B2 包括步骤：所述灰度值数据首先存入第一一维数组中。

所述步骤 A4 包括步骤：

- C1、根据所述 M 取样线确定换能器阵元号；
- C2、将所述换能器阵元号的采样数据存放到 M 模式采样数据存储区；

C3、读取所述换能器阵元号的采样数据并进行插值计算；

C4、将经过插值计算得到的 M 模式灰度值数据输出到屏幕进行显示。

所述 M 模式灰度值数据首先存入第二一维数组中。

将所述第二一维数组中的数据依次赋值给与 M 模式显示像素区大小对应的二维数组。

本发明的有益效果为：本发明使用软件进行 DSC 处理并进行 B/M 模式超声图像的显示，省去了 DSC 的硬件处理模块，节约了硬件成本，缩小了硬件的体积，并且为图像的后处理提供了极大的方便。

附图说明

本发明包括如下附图：

图 1 为本发明采样数据存储格式示意图；

图 2 为本发明 B 模式显示数据的象素坐标示意图；

图 3 为本发明 M 模式采样数据存储格式示意图；

图 4 为本发明 B 模式和 M 模式显示坐标参数示意图；

图 5 为本发明 M 取样线示意图；

图 6 为本发明 B/M 模式超声图像显示处理流程图；

图 7 为现有技术由硬件实现 DSC 模块的超声诊断设备模块组成示意图；

图 8 为本发明由软件实现 DSC 模块的超声诊断设备模块组成示意图。

图 9 为本发明显示单独 B 超图像示意图；

图 10 为本发明进入 B/M 显示模式的图像示意图；

图 11 为本发明根据选取的 M 取样线显示 M 模式超声图像示意图；

图 12 为本发明按上下排列显示 B/M 模式超声图像示意图;

图 13 为本发明按左右排列显示 B/M 模式超声图像示意图。

具体实施方式

下面根据附图和实施例对本发明作进一步详细说明:

1、B超和M超的预处理

采样数据的格式和大小按照图1所示进行存储, 共有 S_r 行, S_c 列, 大小为 $S_r \times S_c$ Byte。每一行上的采样数据均对应相同的扫描深度, 从第一行到第 S_r 行, 对应的扫描深度依次等间隔从零增加到设定的探头最大扫描深度。每一列上的采样数据均对应相同的扫描角度, 从第一列到第 S_c 列, 如图2和图4所示, 对应的扫描角度依次等间隔从 $-\theta_0$ 增加到 θ_0 。表1列出了需要获取、设定及预先计算的参数。

表 1

参数名称	参数的定义	符号	备注
凸阵探头的扫描角度	凸阵探头扫描时, 所成扇形的角度	$2\theta_0$	单位为弧度
凸阵探头的曲率半径	曲率半径为凸阵探头的物理扇形半径	r_0	单位为物理单位毫米 (mm)
凸阵探头当前的扫描深度	与采样数据对应的凸阵探头的扫描深度	D_0	单位为物理单位毫米 (mm)
凸阵探头能够设定的最小扫描深度	凸阵探头能够使用的扫描深度中的最小值	D_0	单位为物理单位毫米 (mm)
B 超采样数据的行数	参照图 1 所示	S_r	无量纲的参数
B 超采样数据的列数	参照图 1 所示	S_c	无量纲的

			参数
显示在屏幕上的图像区宽度	进行 DSC 之后显示在屏幕上的图像区宽度	W_0	以像素为单位
显示在屏幕上的图像区高度	进行 DSC 之后显示在屏幕上的图像区高度	H_0	同 W_0
垂距	探头圆心到坐标系 $x-y$ 坐标轴 x 的垂直距离	d	单位为物理单位毫米 (mm)
M 超采样数据的行数	参照图 3 所示	M_r	无量纲的参数
M 超采样数据的列数	参照图 3 所示	M_c	无量纲的参数
显示在屏幕上的图像区宽度	M 超显示在屏幕上的图像区宽度	W_0	以像素为单位
显示在屏幕上的图像区高度	M 超显示在屏幕上的图像区高度	H_1	同 W_0

垂距的计算公式:

$$d = r_0 \times \cos \theta_0 \quad (1)$$

坐标平移公式:

参照图 2 可知,

$$\begin{cases} u = x + u_0 \\ v = y + v_0 \end{cases} \quad (2)$$

而

$$\begin{cases} u_0 = -W_0/2 \\ v_0 = \frac{d}{r_0 + D_0 - d} \times H_0 \end{cases} \quad (3)$$

由式 (2) 和式 (3) 可得

$$\begin{cases} u = x - W_0/2 \\ v = y + \frac{d}{r_0 + D_0 - d} \times H_0 \end{cases} \quad (4)$$

式 (4) 便是最终用于 DSC 的坐标平移公式。

参照图 2，在各个参数都确定的情况下，设从 $x-y$ 坐标系下的坐标 (x, y) 经过坐标平移之后对应的在 $u-v$ 坐标系下的坐标为 (u, v) ，而坐标 (u, v) 经过坐标变换后对应 $R-\theta$ 坐标系下的坐标为 (R, θ) ，可得坐标 (u, v) 到坐标 $R-\theta$ 的变换公式如式 (5) 所示：

$$\begin{cases} R = \sqrt{v^2 + u^2} \\ \theta = \arctan\left(\frac{u}{v}\right) \end{cases} \quad (5)$$

设极径量化因子为 q_r ，则 q_r 的计算公式如式 (6) 所示：

$$q_r = \frac{D_0 + r_0 - d}{D_0} \quad (6)$$

设极角量化因子为 q_θ ，则 q_θ 的计算公式如式 (7) 所示：

$$q_\theta = \frac{S_c}{2 \times \theta_0} \quad (7)$$

设量化后的极坐标 (R_q, θ_q) ，经过坐标平移和极坐标变换后的极坐标为 (R, θ) ，则它们之间的关系如式 (8) 所示：

$$\begin{cases} R_q = R \times q_r \\ \theta_q = \theta \times q_\theta \end{cases} \quad (8)$$

为了让极径和采样数据的编号能够统一，需要给极径去偏，设定极径去偏常数为 F_R ，则 F_R 如式 (9) 所示：

$$F_R = -\frac{S_r}{D_0} \times r_0 \quad (9)$$

为了让极角的 0 位置和采样数据的第一列对齐，需要给极角去偏，设定极角去偏常数为 F_θ ，则 F_θ 如式 (10) 所示：

$$F_\theta = S_c / 2 \quad (10)$$

设量化去偏后的极坐标为 (R_{qf}, θ_{qf}) ，经过坐标平移和极坐标转换后的坐标为 (R, θ) ，则它们之间的关系如式(11)所示：

$$\begin{cases} R_{qf} = R \times q_r + F_R \\ \theta_{qf} = \theta \times q_\theta + F_\theta \end{cases} \quad (11)$$

M 取样线的概念及用途

M 取样线是显示在 B 超图像上、可以改变位置的一条平行于超声回波信号的一条线。主要用于确定 M 超采样数据的位置。在 B/M 显示时，M 超图像不仅随着所探测组织处回波信号的改变而改变，而且随着 M 取样线位置的改变而改变。前者的改变是因为所探测处的组织内部的运动引起的，而后者则是所探测的组织位置发生了改变而引起的。因此 M 取样线的主要用途就是改变 M 超所探测组织位置。

M 取样线与 B 超图像和 M 超图像的关系

由于 M 超图像是将产生超声脉冲的换能器置于人体表面某一点，声束射入体内，由组织界面返回的信号在时间轴上加以展开获得的界面运动的轨迹图，所以医生要根据 B 超图像把 M 取样线确定在适当的位置以获取信息量较为丰富的 M 超图像。也因此可以说 M 取样线是联系 B 超图像和 M 超图像的桥梁。它们之间的关系如图 5 所示。

M 超图像采样数据存放格式

由于 M 超图像是根据 M 取样线所确定的超声换能器的某个阵元所在位置处声束回波信号在时间轴上加以展开形成的界面运动轨迹图，所以它的采样数据是一条扫描线接着一条扫描线按照时间的先后依次存放在一个存储器中的。举例来说，比如某种型号的超声换能器（超声探头）是由 128 个阵元组成的，在 B 超图像上的 M 取样线位置经过医生的选择

确定在第 60 个阵元处（当然医生在图像上是看不到这个信息的，这些是上层应用程序将 M 取样线所在位置代表的阵元序号传给了底层硬件来实现的），那么 M 超采样数据存储器中所存放的数据就是由第 60 个阵元按照时间先后顺序排列的扫描线数据。根据 M 取样线显示 M 模式超声图像的具体流程如图 6 所示。

2、建立B超图像的坐标转换表

坐标转换，其运算量非常之大，但是同时又有一定的规律。如果每次在进行坐标转换的时候都进行一次运算，那么将会影响到 CPU 的耗用，而且会降低帧频，达不到实时性的要求。创建一个二维数组——二维查找表进行坐标的转换，将解决上述问题。

在如图 2 所示的扫描深度 D_0 下，对应的坐标转换表的行数为：

$$\frac{r_0 + D_0}{r_0 - d + D_0} \times H_0 \quad (12)$$

考虑到不同的扫描深度都使用同一张坐标转换表，就必须找出一个最小的但同时又能满足所有扫描深度使用情况下的一个坐标转换表行数，由于

$$\frac{r_0 + D_0}{r_0 - d + D_0} \times H_0 \leq \frac{r_0 + D_{\min}}{r_0 - d + D_{\min}} \times H_0 \quad (13)$$

所以在确定最小行数的时候，取扫描深度最小值 $D_{\min}$ 进行计算。

由于显示像素区的宽度为 w_0 ，而且 w_0 在显示屏幕确定的情况下也不会发生变换，所以坐标转换表的列数定为 w_0 。

根据式 (13) 可知，坐标转换表的行数由 $D_{\min}$ 确定，列数由 w_0 确定。那么设坐标转换表 CTT (Coordinate Transform Table) 的行数为 CTT_{row} ，列数为 CTT_{col} ，则

$$\begin{cases} CTT_{row} = \frac{r_0 + D_{\min}}{r_0 - d + D_{\min}} \times H_0 \\ CTT_{col} = W_0 \end{cases} \quad (14)$$

则式 (14) 为最终确定坐标转换表大小的计算公式。

根据式 (1)、式 (4)、式 (5)、式 (11) 和式 (14), 按照输入坐标 (x, y) 进行循环转换到 (R_{qf}, θ_{qf}) 即可, 其中 $0 \leq x < CTT_{col}$, $0 \leq y < CTT_{row}$ 。

3、建立B超图像的插值计算表

由双线性插值运算公式可知, 要计算极坐标点 (R_{qf}, θ_{qf}) 处的灰度值, 就需要该点周围与之距离最近的四个采样点的值。求得 R_{qf} 的整数部分, 设为 i , 求得 θ_{qf} 的整数部分, 设为 j 。那么, 通过极坐标系下的点 (i, j) 、点 $(i, j+1)$ 、点 $(i+1, j)$ 和点 $(i+1, j+1)$ 四个点的灰度值, 即可双线性插值点 (R_{qf}, θ_{qf}) 的灰度值。

由式双线性插值运算公式可知, 如果设插值系数 α 和 β 且 $\alpha = R_{qf} - i$, $\beta = \theta_{qf} - j$, 并设极坐标下的点 (r, θ) 的灰度值为 $G(r, \theta)$, 则

$$\begin{aligned} G(R_{qf}, \theta_{qf}) = & (1-\alpha) \times (1-\beta) \times G(i, j) + \\ & (1-\alpha) \times \beta \times G(i, j+1) + \\ & \alpha \times (1-\beta) \times G(i+1, j) + \\ & \alpha \times \beta \times G(i+1, j+1) \end{aligned} \quad (15)$$

插值表的内容:

(1) 如图 2 所示, 将显示像素区内的凸阵扫描区像素点 (x, y) 的坐标位置由二维转化为一维, 并保存下来。设为 DP (Display Position), 则:

$$DP = y \times W_0 + x \quad (16)$$

特别注意: 不保存如图 2 所示的凸阵扫描区以外的像素点的坐标位置。

(2) 保存用到的四个矫正插值系数 (Correctional Coefficient), 并将它们从浮点数转化为 WORD (双字节) 整数。四个插值系数分别设为 CC_1 、 CC_2 、 CC_3 、 CC_4 , 则:

$$CC_1 = (1-\alpha) \times (1-\beta) \times 256 \quad (17)$$

$$CC_2 = (1-\alpha) \times \beta \times 256 \quad (18)$$

$$CC_3 = \alpha \times (1-\beta) \times 256 \quad (19)$$

$$CC_4 = \alpha \times \beta \times 256 \quad (20)$$

(3) 四个采样点的位置

保存插值需要的四个采样点的位置 (Sample Points/Position), 并将其坐标位置由二维转化为一维进行保存, 四个采样点的位置分别设为 SP_1 、 SP_2 、 SP_3 、 SP_4 , 则:

$$SP_1 = i \times Sc + j \quad (21)$$

$$SP_2 = i \times Sc + j + 1 \quad (22)$$

$$SP_3 = (i+1) \times Sc + j \quad (23)$$

$$SP_4 = (i+1) \times Sc + j + 1 \quad (24)$$

由于该结构包含有显示在屏幕上的点的一维坐标值 (Display Position), 包含有矫正的插值系数 (Correctional Coefficient), 还包含有采样点的位置 (Sample Points/Position), 所以简称该结构为 DPCCSPT (字母 “T” 代表 Table)。该结构的定义如下所示:

```

struct DPCCSPT
{
    int DP;
    WORD cc1;
    WORD cc2;
    WORD cc3;
    WORD cc4;
    int P1;
    int P2;
    int P3;
    int P4;
};

```

使用 C++ STL 中的 vector, 向内存申请一个 DPCCSPT 类型的 vector, 申请的变量如下:

```
std::vector<DPCCSPT> FDisplayData
```

向变量 FDisplayData 中存放进行插值需要的数据

(R_{qf}, θ_{qf}) 是经过坐标变换表查找出来的极坐标值, R_{qf} 的整数部分为 i , θ_{qf} 的整数部分为 j , $\alpha = R_{qf} - i$, $\beta = \theta_{qf} - j$ 。

由于并不是显示像素区的所有坐标都有 B 超图像的信息, 所以要将非凸阵扫描区的坐标位置排除掉, 这样做的目的有二: 一是减少运算量, 提高了运算速度; 二是节约了内存存储空间。

存放数据的条件如下: $0 \leq i < S_r$ 并且 $0 \leq j < S_c$, 这样就可以满足以上要求。

在满足上述条件的情况下, 向变量 FDisplayData 中装入要使用的 DPCCSPT 结构类型的数据。将显示屏幕坐标系的坐标全部遍历一遍, 则所有符合条件的 DPCCSPT 类型的数据已经全部装载到了变量 FDisplayData 中。

遍历 FDisplayData, 将其 DPCCSPT 类型的数据自行计算即可得到屏幕显示位置的灰度值。

4、快速计算进行DSC处理

举例来说,假设要由 FDisplayData 中的第 k 个 DPCCSPT 类型的数据得到显示屏幕上的一个点的灰度值,进行如下计算即可。首先设屏幕上第 m 个位置的灰度值为 $\text{DisGry}(m)$,另根据式(15)的设定可得:

$$\begin{aligned} \text{DisGry}(\text{FDisplayData}[k].\text{DP}) = & (\text{FDisplayData}[k].\text{cc1} * \text{G}[\text{FDisplayData}[k].\text{P1}] + \\ & \text{FDisplayData}[k].\text{cc2} * \text{G}[\text{FDisplayData}[k].\text{P2}] + \\ & \text{FDisplayData}[k].\text{cc3} * \text{G}[\text{FDisplayData}[k].\text{P3}] + \\ & \text{FDisplayData}[k].\text{cc4} * \text{G}[\text{FDisplayData}[k].\text{P4}]) >> 8 \end{aligned}$$

5、M超的插值计算

由图3可知,由于每一条M超采样数据线将按照一个像素宽度和 H_1 个像素高度显示在M超图像区域,而实际上每条采样数据线上的采样点数为 M_r (当然也等于 S_r) 个,所以要将 M_r 个采样点进行插值处理为 H_1 个灰度数据值。这里的采样数据上的每个点也是灰度数据值,即0~255之间的数据(包括0和255)。

M超采样数据的插值处理相对于B超来说较为简单,因为只有一维数据的插值处理,所以使用简单的线性插值即可实现M超采样数据到M超图像区域像素灰度值数据的转换。根据线性插值公式只需要对 y 轴方向进行插值运算即可。

要显示的点数为 H_1 个,采样点数为 M_r 个。那么对于第 k 个需要显示的像素点,首先要计算出用于对它进行插值计算的两个相邻的采样数据点的序号。

$$\text{令 } \frac{k}{H_1} = \frac{I}{M_r}, \text{ 则可以求得}$$

$$I = \frac{k \times Mr}{H_1} \quad (25)$$

设 I 的整数部分为 i ，小数部分为 α ，则第 k 个需要显示的像素点的灰度值 $MG[k]$ 为

$$MG[k] = MS[i] \times (1 - \alpha) + MS[i + 1] \times \alpha \quad (26)$$

其中 $MS[i]$ 为第 i 个采样数据的值。

对第 x 列进行遍历，即可第 x 列上需要显示的 H_1 个灰度值数据。

6、B超显示和M超显示

保存显示坐标的灰度值

由快速计算进行 DSC 处理已经知道，在 `DisGry[]` 这个数组中，已经将所有的凸阵扫描区的像素灰度值进行了保存，当然，在显示像素区的而又不在于凸阵扫描区的像素值在初始化的时候已经全部赋了零值而保存在该数组里。那么这个数组已经全部保存了将要显示在屏幕区宽度为 W_0 ，高度为 H_0 的所有像素的灰度值。

将已经保存了所有要显示区域灰度值的数组 `DisGry[]` 的首地址传递给显示函数即可，从而完成了整个 DSC 从获取数据、坐标变换、插值处理到最后的送达显示器进行显示的全部过程。

由于针对一种 B/M 显示方式时，M 超显示像素区的大小是固定的(参照图 4)，因此根据该大小申请一个存放 M 超显示像素区的二维数组即可。申请的变量如下：

BYTE `FDisplayDataM`[W_0][H_1]

该数组在初始化时，被赋值为零，这样在没有接收到 M 超显示像素区数据时，M 超显示像素区将会显示为黑色，也即表示没有 M 超信号。

向变量 FDisplayDataM 中存放进行插值处理后用以显示的数据

由式 (26) 及其参数的含义可知, 一维数组变量 MG 中保存的为当前需要显示的一条 M 超扫描线的数据。那么根据时间先后, 可以将数组 MG 中的值赋值给数组 FDisplayDataM[W₀][H₁], 这样经过 W₀ 次赋值后, M 超显示像素区就已经全部是 M 超扫描线的像素数据了。在下一轮赋值的时候, 仍然从数组 FDisplayDataM[W₀][H₁] 的下标为 (0, 0) 的地方进行赋值即可。下面举例予以说明。我们不妨设 W₀ 的值为 1024, H₁ 的值为 400。那么, 当第 0 条 (实际是第 1 条, 为了和计算机中的计数方法一直, 我们就称其为第 0 条) M 超采样数据插值处理完成之后, 那么一维数组 MG 中已经保存了第 0 条 M 超像素显示区上竖直扫描线上的 400 点的像素值, 此时将该 400 个点的像素值赋值给数组 FDisplayDataM[W₀][H₁] 的第 0 行 (这是由于计算机在存储数据时是按照行优先来存储的, 因此我们称为第 0 行, 实际代表 M 超显示像素区的第 0 列像素), 即 FDisplayDataM[0][0]~FDisplayDataM[0][399]。同理当第 1 条 M 超采样数据插值处理完成之后, 一维数组 MG 中会保存了第 1 条 M 超像素显示区上竖直扫描线上的 400 点的像素值, 此时将该 400 个点的像素值赋值给数组 FDisplayDataM[W₀][H₁] 的第 1 行, 即 FDisplayDataM[1][0]~FDisplayDataM[1][399]。依次安顺序进行该过程, 当第 1023 条 M 超采样数据插值处理完成之后, 一维数组 MG 中会保存了第 1023 条 M 超像素显示区上竖直扫描线上的 400 点的像素值, 此时将该 400 个点的像素值赋值给数组 FDisplayDataM[W₀][H₁] 的第 1023 行, 即 FDisplayDataM[1023][0]~FDisplayDataM[1023][399]。注意到一个问题, 此时 M 超显示像素区已经完全显示为 M 超图像数据了, 那么下一条 M 超采样数据经过处理之后将被赋值到 FDisplayDataM[W₀][H₁] 的第 0 行, 之后依然按照上述过程进行赋值

将已经保存了 M 超显示区域灰度值的数组 FDisplayDataM[][] 的首地址传递给显示函数即可，从而完成了 M 超图像从获取数据、插值处理到最后送达显示器进行显示的全部过程。

比较图7和图8，可以很清楚地看到，软件DSC省去了B超仪器中的硬件DSC处理装置设备，节约了B超仪器的硬件成本，缩小了B超硬件电路的体积，并且为B超的软件设计带来了很多方便，为图像的软件处理提供了极大的便利。实验结果证明，软件DSC可以准确迅速地将采样数据翻转显示到屏幕上，而且测试结果表明，在达到最高帧率64的时候，所耗用的CPU资源也不超过2%，完全达到了实时性的要求。把帧频设定在32帧的时候，所耗用的CPU资源显示结果表明不超过1%。M模式图像的显示可以达到实时性的要求，目前测试可以使用的速度为500线/秒，完全可以满足黑白超声甚至彩超多普勒的使用。

选定 M 取样线的实施例

正常显示的 B 超图像如图 9 所示，此时显示的单 B 超图像。此时，只要同时按下键盘上的功能键“Ctrl”和数字键“4”即进入 B/M 模式显示的状态。按下“Ctrl + 4”组合键之后，即进入 B/M 模式显示，如图 10 所示。

该步骤具体流程：在正常显示 B 超采集图像的情况下，判断是否有功能键“Ctrl”和数字键“4”同时按下，如果有，则响应 VC 中的 OnKeyDown 消息，切换到 B/M 显示，同时调用绘制黄色 M 取样线（点线）的函数，在 OnPaint 中进行显示。默认的 M 取样线显示位置所代表的阵元号为阵元总数的一半，也即是说，如果凸阵探头的换能器阵元总数为 256 个，则默认的 M 取样线显示位置所代表的阵元号为 128，即处于 B 超图像的正中央位置，如图 10 所示。在图 10 的状态下，移动鼠标，可以改变放大框的位置，图 11 便是在该状态下移动鼠标后的响应结果。该步骤具体流程：在图 10 的状态下，移动鼠标，响应 OnMouseMove 消息，改变 M

取样线显示的位置，同时相应地改变其所代表的阵元号。假设凸阵探头总共有 256 个阵元，则在没有移动鼠标时 M 取样线所在位置代表的阵元号为 128，即此时 M 超存储区存放的采样数据是第 128 号探头阵元的经过处理的超声回波信号。那么当鼠标左右移动时，将改变对应的阵元号。当鼠标向左移动一个像素时，对应的阵元号变为第 127 号；反之，如果是向右移动一个像素，对应的阵元号则变为第 129 号。

B/M 模式超声图像的显示可以根据应用场景和医生的喜好按上下排列显示和左右排列显示，图 12 介绍了按上下排列显示 B/M 模式超声图像示意图，图 13 介绍了按左右排列显示 B/M 模式超声图像示意图。

本领域技术人员不脱离本发明的实质和精神，可以有多种变形方案实现本发明，以上所述仅为本发明较佳可行的实施例而已，并非因此局限本发明的权利范围，凡运用本发明说明书及附图内容所作的等效结构变化，均包含于本发明的权利范围之内。

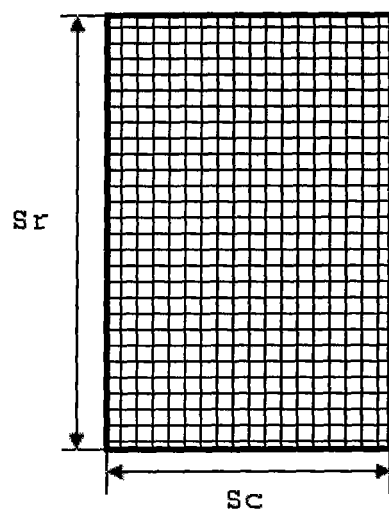


图1

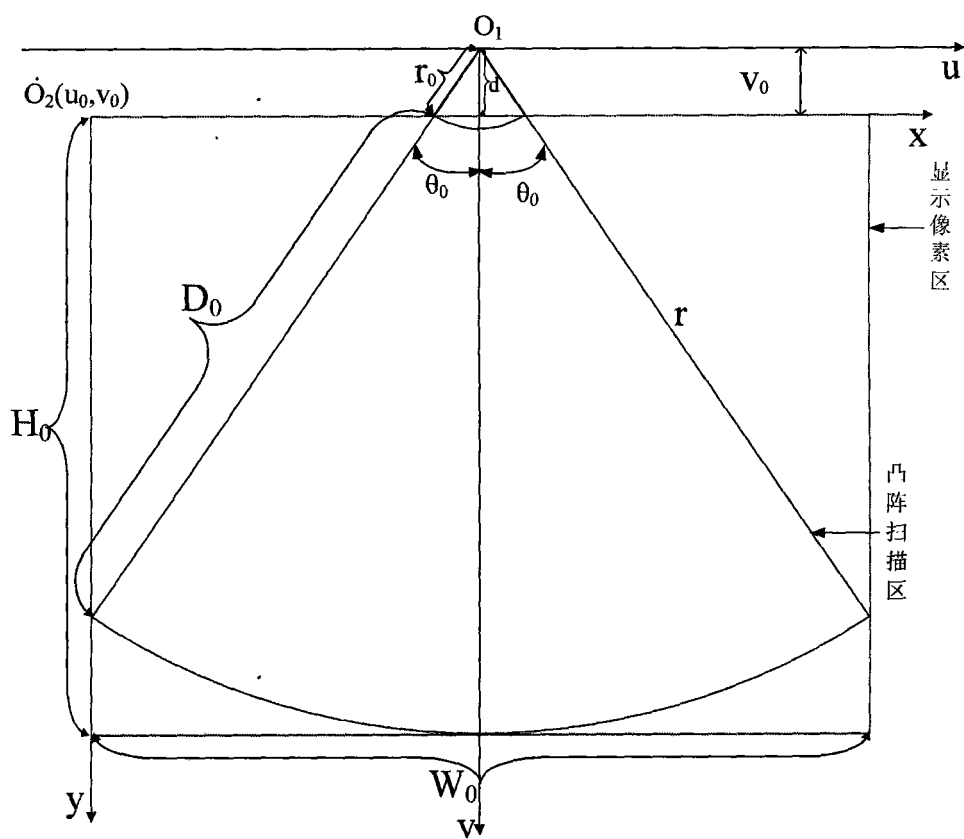


图2

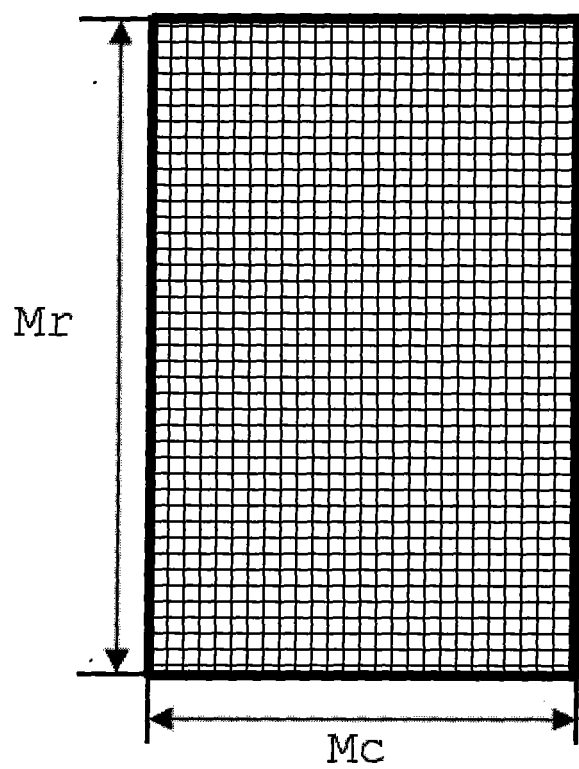


图3

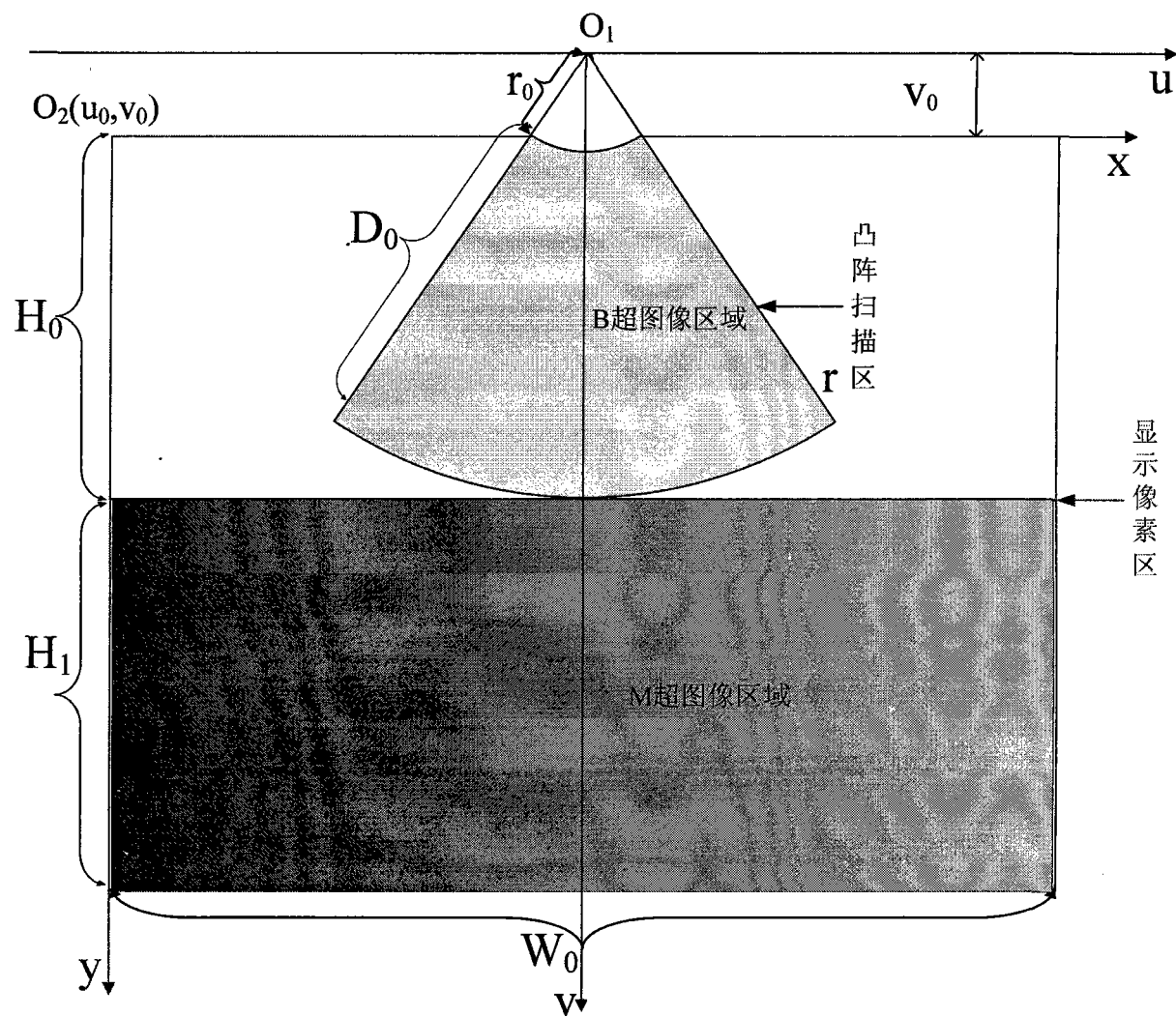


图4

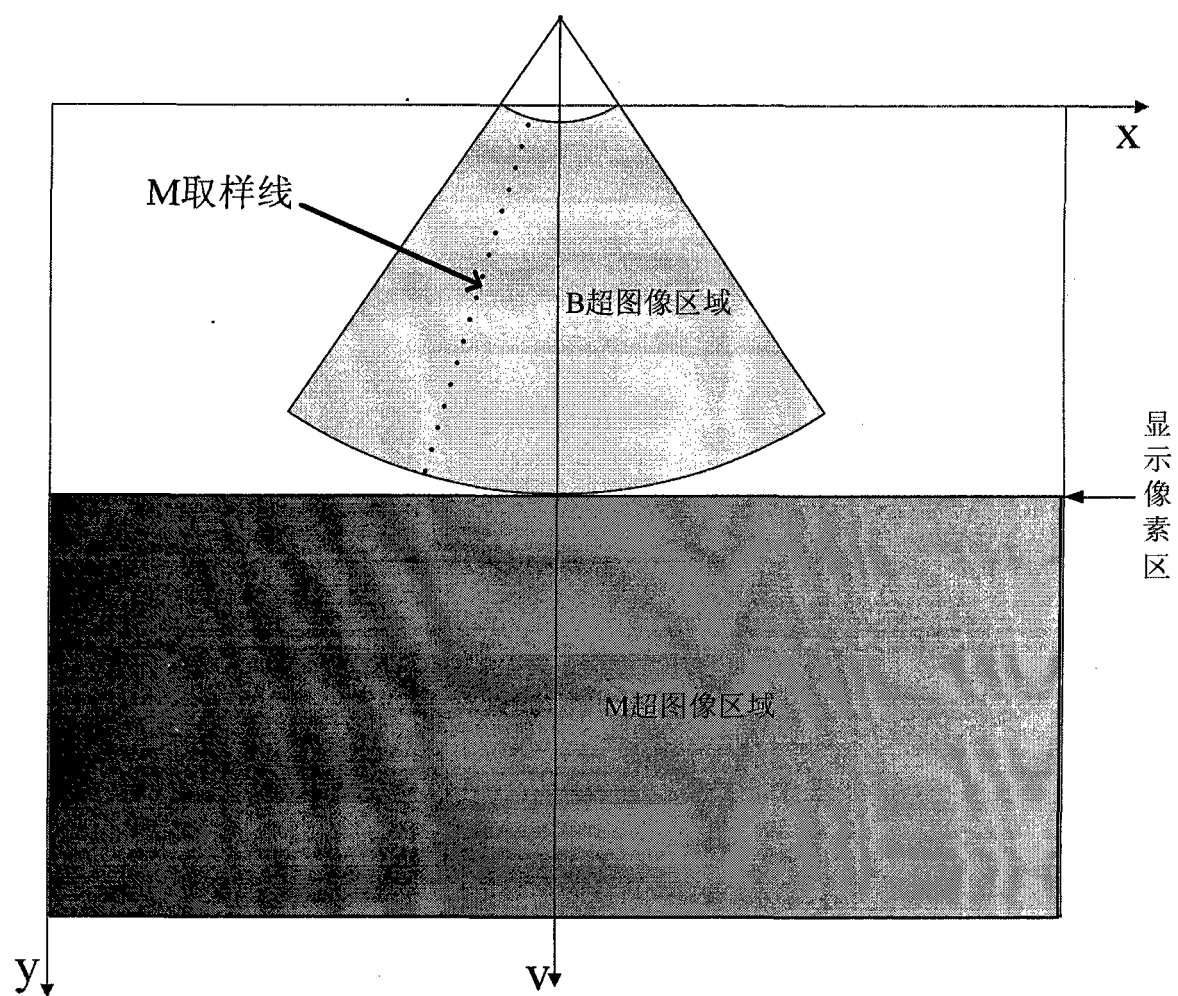


图5

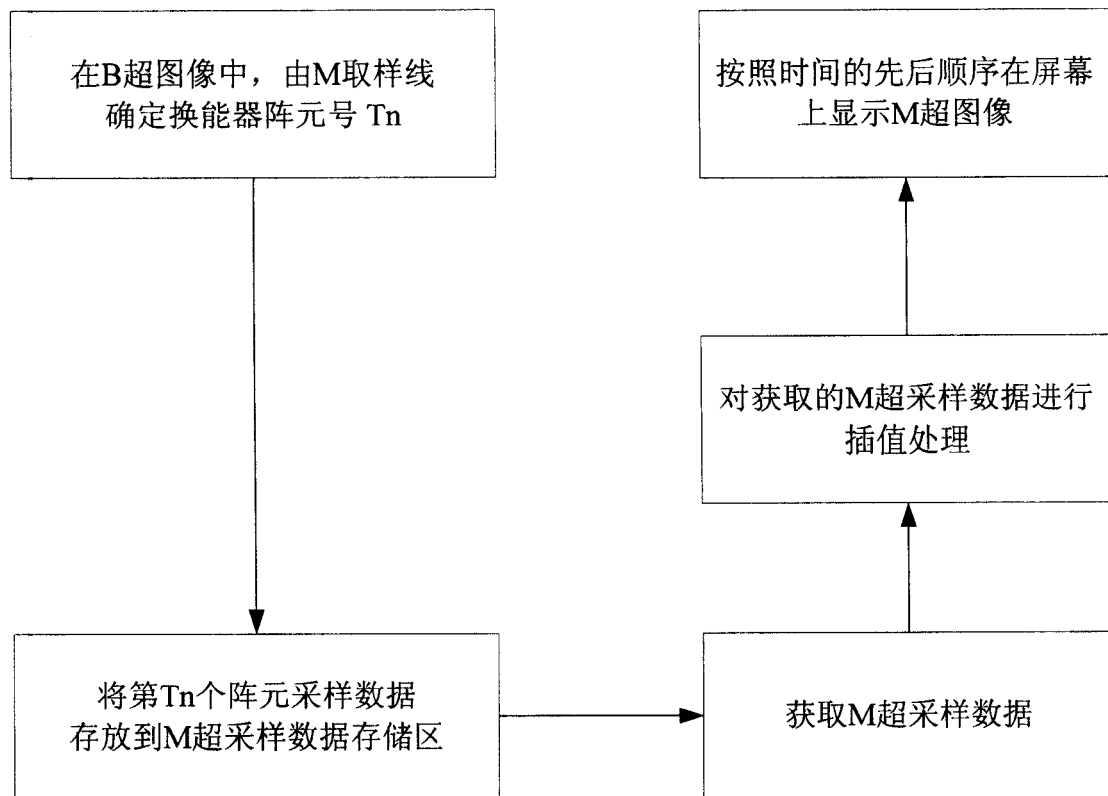


图6

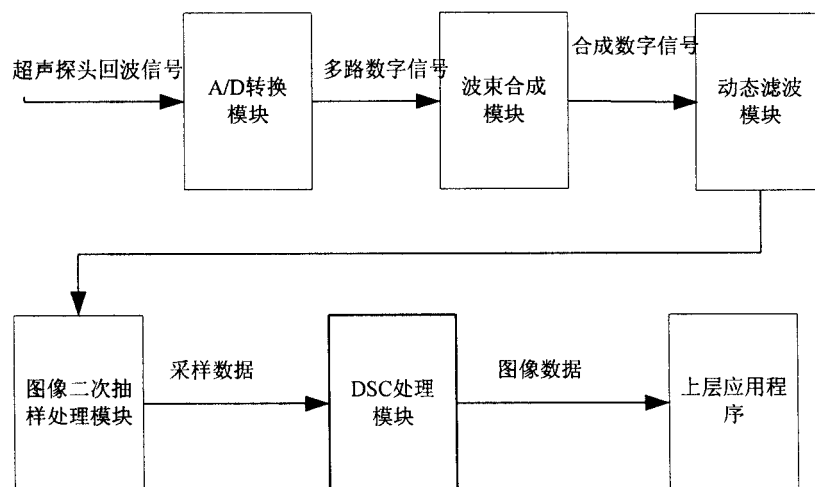


图7

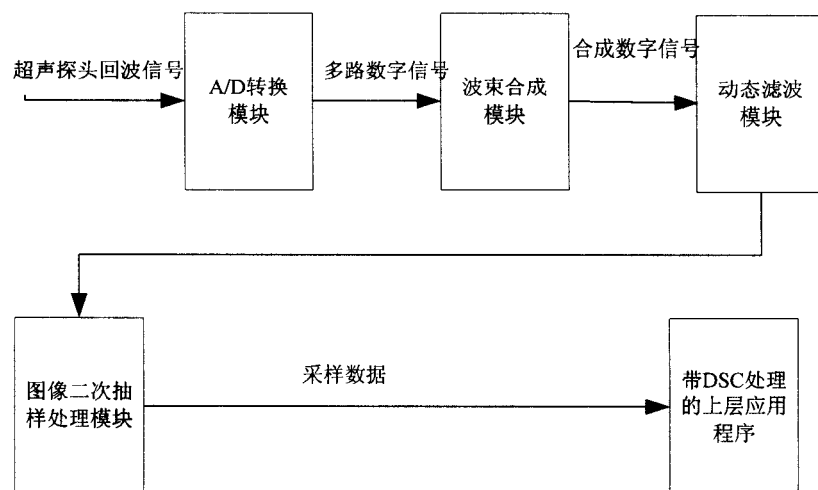


图8

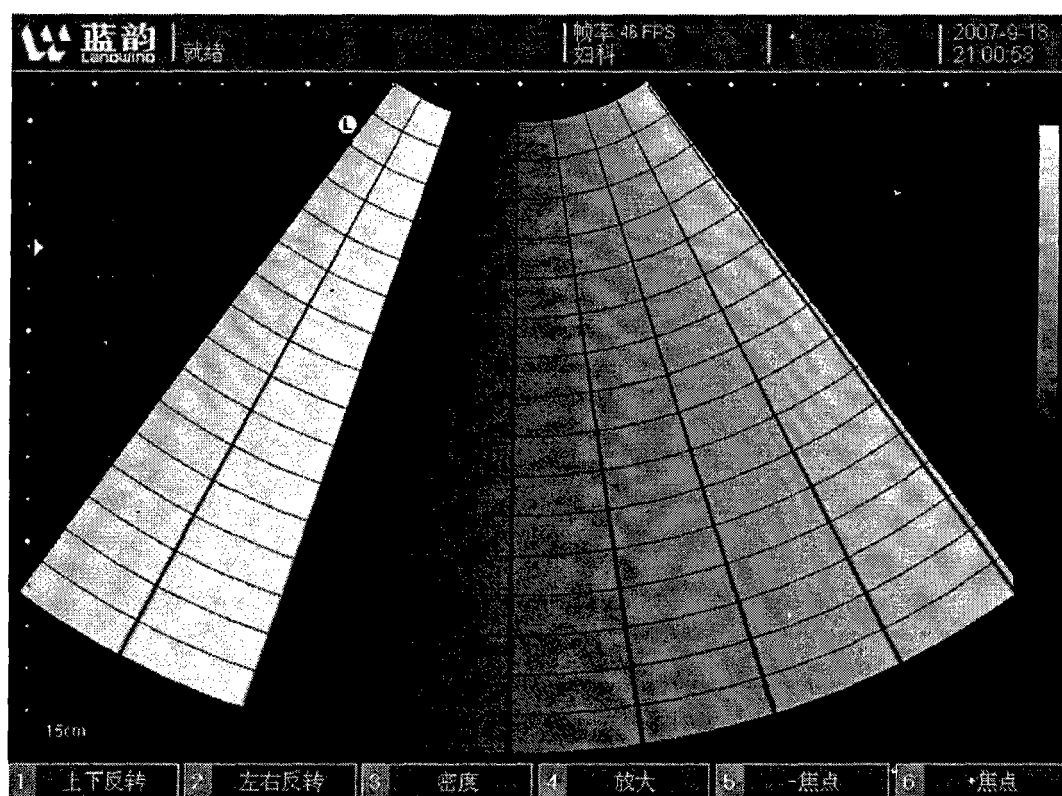


图9

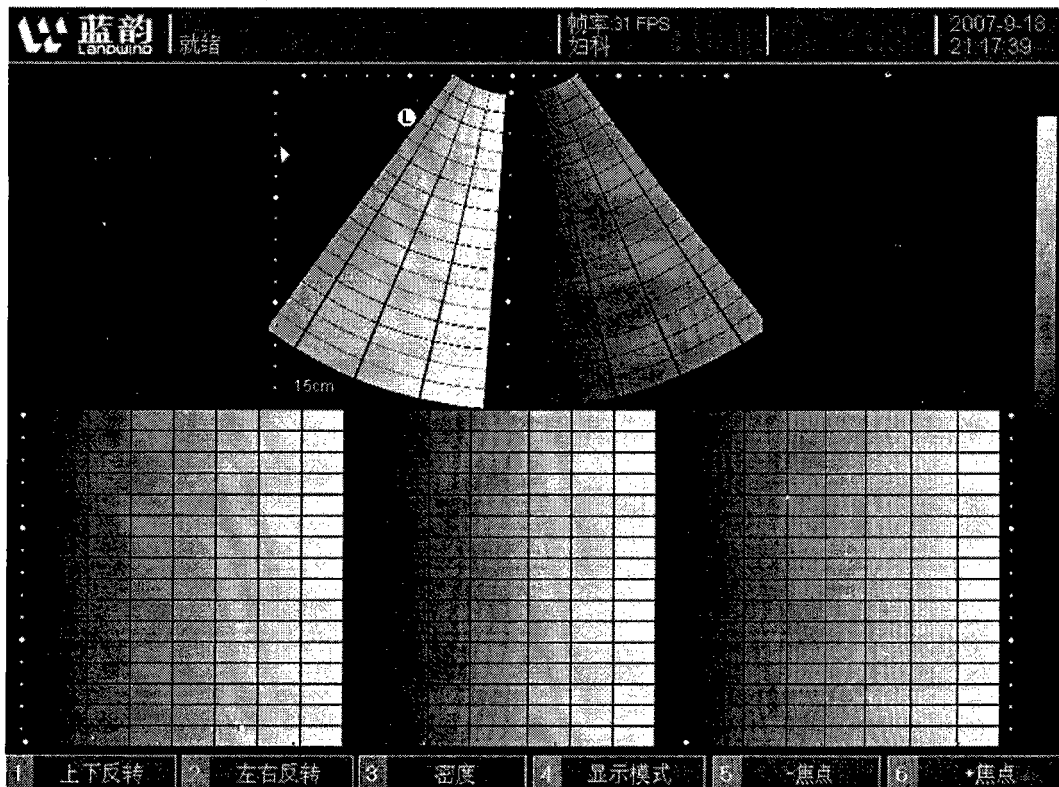


图10

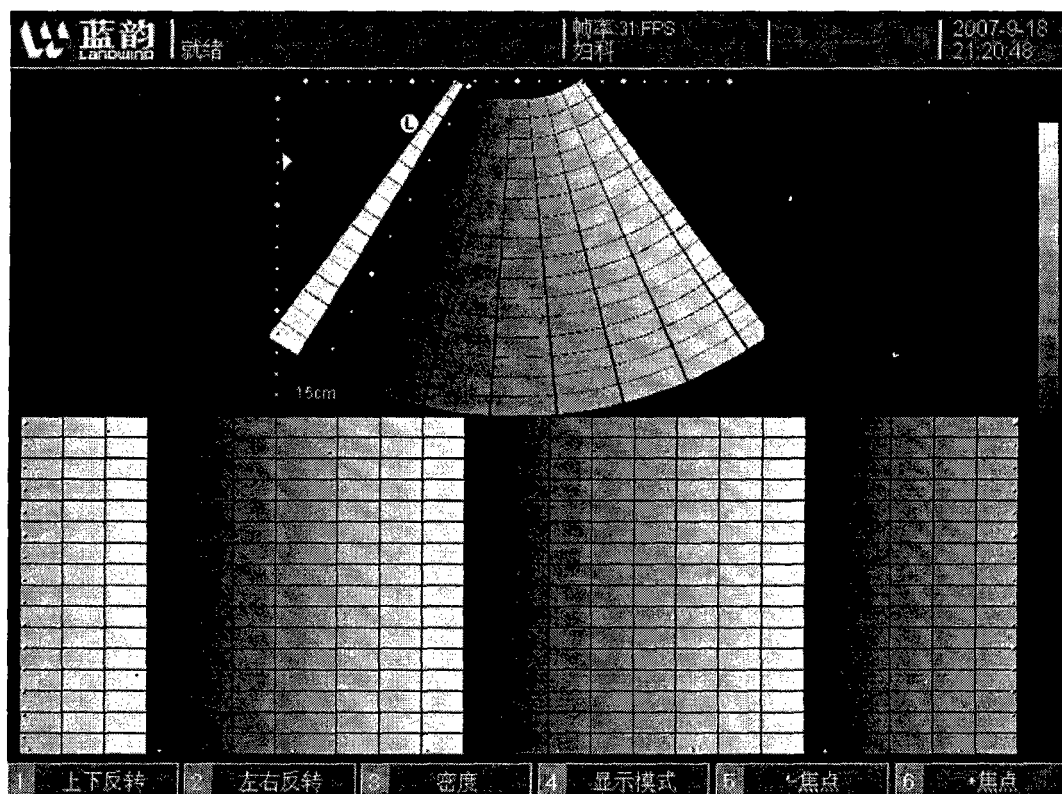


图11

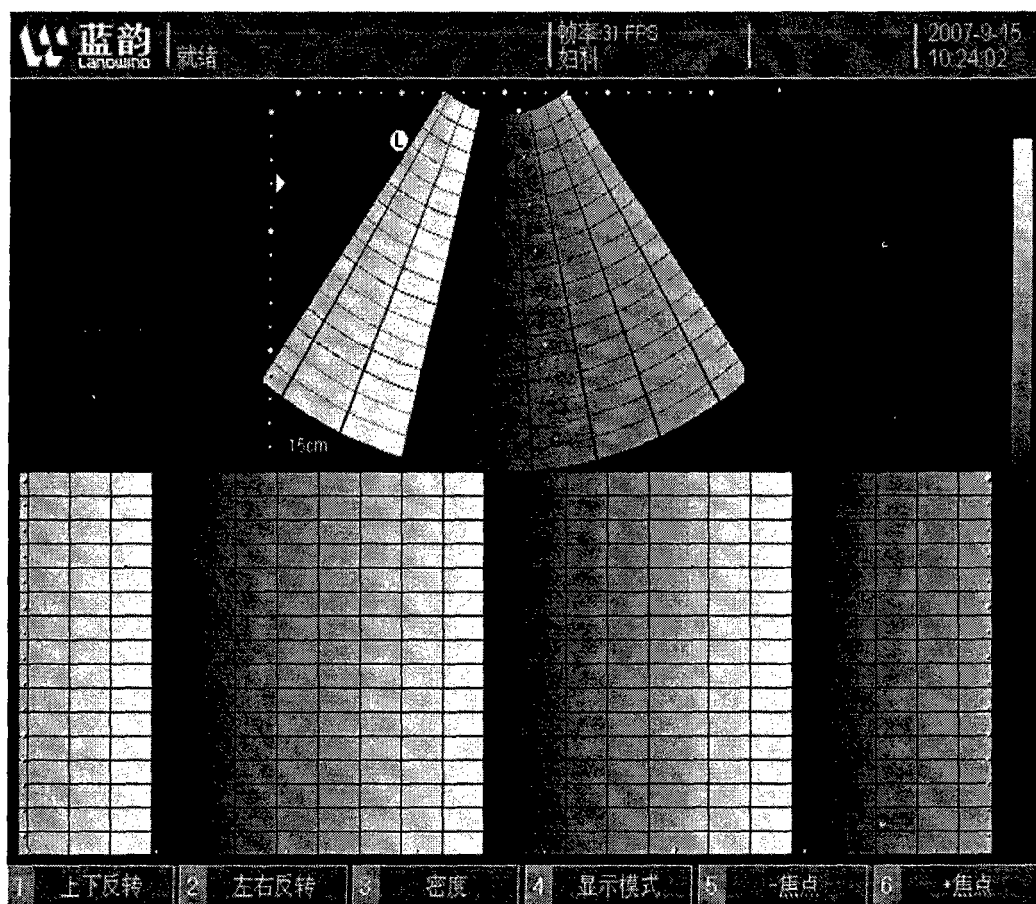


图 12

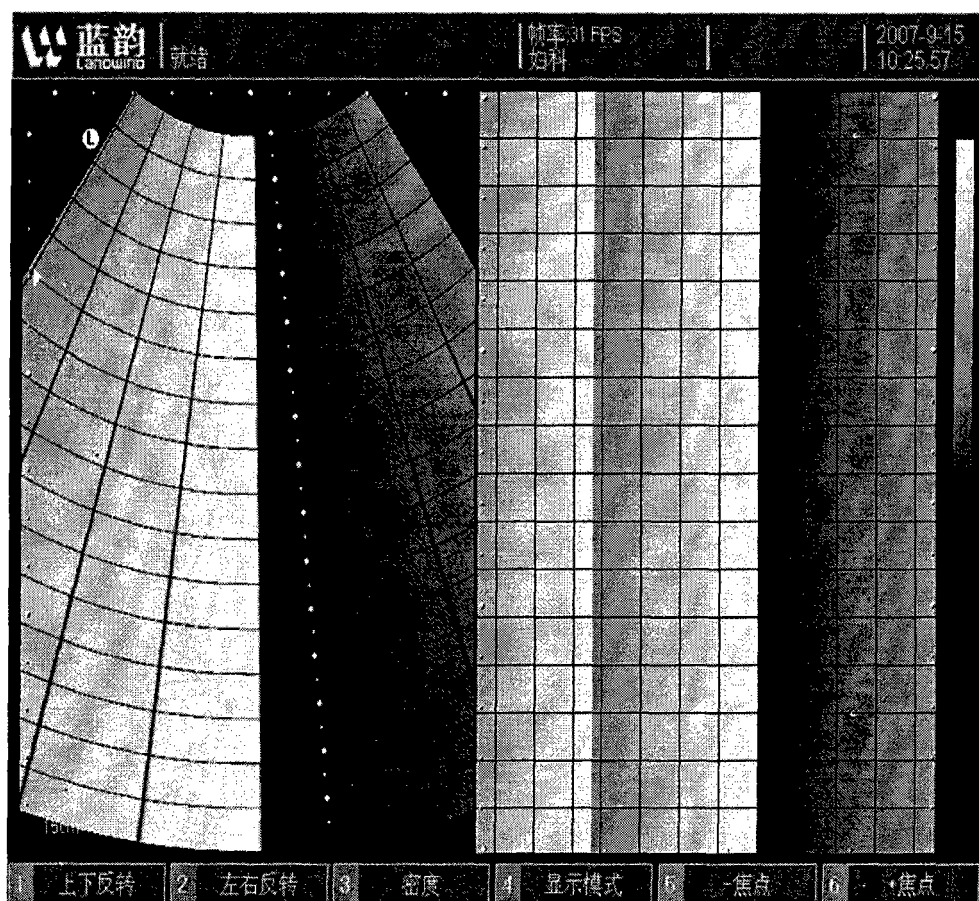


图13

专利名称(译)	一种B/M模式超声图像显示方法		
公开(公告)号	CN101156789A	公开(公告)日	2008-04-09
申请号	CN200710077367.3	申请日	2007-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
[标]发明人	程延俊 陈闽峰		
发明人	程延俊 陈闽峰		
IPC分类号	A61B8/14 G06T5/00		
其他公开文献	CN100586378C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种B/M模式超声图像显示方法，包括步骤：A1.确定B模式超声图像和M模式超声图像在屏幕上的排列方向和显示比例；A2.利用软件模块将B模式超声图像显示在屏幕上；A3.在所述B模式超声图像上选取M取样线；A4.利用软件模块将所述M取样线对应的M模式超声图像显示在屏幕上。本发明使用软件进行DSC处理并进行B/M模式超声图像的显示，省去了DSC的硬件处理模块，节约了硬件成本，缩小了硬件的体积，并且为图像的后处理提供了极大的方便。

