

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/00 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510035743.3

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 1 日

[11] 授权公告号 CN 100506164C

[22] 申请日 2005.7.1

[21] 申请号 200510035743.3

[73] 专利权人 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 12 路迈瑞大厦

[72] 发明人 董 剑 倪 东 齐保春

[56] 参考文献

CN1493258A 2004.5.5

US5329929A 1994.7.19

超声心脏图象的多维多参数功能重建. 何爱军, 8.21, 四川大学. 2002

审查员 黄 曦

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所  
代理人 陈鸿荫

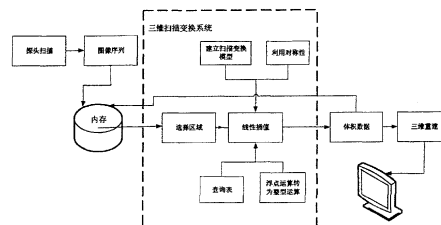
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

## [54] 发明名称

用于三维超声成像的快速扫描变换方法

## [57] 摘要

一种用于三维超声成像的快速扫描变换方法，用于把探头扫描得到的数据变换为后续三维重建需要的直角坐标体积数据，包括步骤：使探头分别在一系列等角度间隔平面内扫描物体，得到序列的二维图像数据并存储之；再通过插值计算处理来获取三维空间各非扫描点的数据并存储；尤其包括建立一个系统变换基础的扫描变换模型：以所述探头阵列方向为 X 方向，扇形扫描跨度角度  $\alpha$  一半处的声波发射方向为 Z 方向，垂直于 X-Z 平面的方向为 Y 方向，的一个直角坐标系空间 M。本发明方法利用该模型的对称性来优化包括各点扫描变换参数的查询表，及采用整数运算和移位处理，可以加快系统计算速度并节省内存空间，从而采用本发明方法的系统具有很好经济效益。



1. 一种用于三维超声成像的快速扫描变换方法,用于根据探头扫描所获数据来变换产生后续三维重建需要的直角坐标体积数据,包括步骤:

- A. 使用探头分别在一系列等角度间隔  $\theta$  的平面内扫描物体,得到二维的序列图像数据并存储这些数据;其中  $\theta$  为预定常数;
- B. 依据所述存储的扫描数据,进行插值计算处理来获取三维空间各非扫描点的图像数据并存储,作为三维重建所需要的体积数据;

其特征在于,所述步骤 B 包括:

建立扫描变换模型,作为系统根据所述存储的扫描数据变换计算三维空间各点数据的基础;所述扫描变换模型是:以所述探头的阵列方向为 X 方向,以扇形扫描跨度角度  $\alpha$  的一半处的声波发射方向为 Z 方向,垂直于 X-Z 平面的方向为 Y 方向,建立起的一个三维空间直角坐标系 M;设所述序列图像数据为

$$N_1(x,r), N_2(x,r), N_3(x,r), \dots, N_n(x,r),$$

对于任意的整数 n,满足  $\phi_n(x,r) - \phi_{n-1}(x,r) = \theta$ ,其中  $\phi_n$  为  $N_n(x,r)$  图像平面与 Z 轴的夹角,则在所述坐标系 M 下,序列图像对  $N_1(x,r)$  和  $N_n(x,r)$ 、 $N_2(x,r)$  和  $N_{n-1}(x,r)$ 、 $N_3(x,r)$  和  $N_{n-2}(x,r)$ ..... $N_i(x,r)$  和  $N_{n-i+1}(x,r)$  分别在空间位置上关于 X 轴与 Z 轴构成的平面对称;其中  $1 \leq i \leq \text{int}[(n+1)/2]$ 。

2. 根据权利要求 1 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法,其特征在于,所述步骤 B 包括具体过程:

- a. 系统先从内存空间中读出序列图像数据;
- b. 在每一个序列单元的二维图像数据中预先选定扫描变换的区域;
- c. 基于所述扫描变换模型对选定的区域进行插值运算来产生各非扫描点的图像数据。

3. 根据权利要求 2 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法,其特征在于,所述步骤 c 基于扫描变换模型进行插值获取三维空间各点数据的过程包括:

- ① 系统首先设定 X 初始值,  $X = x_0$ ;
- ② 将对应 Y-Z 平面 P 上扫描变换范围 F 内的任一点  $E(y_0, z_0)$  变换到极坐标系中的相应点  $E(r_0, \theta_0)$ ;

- ③ 当 E 点属非扫描点时,系统选择极坐标系中和该  $E(r_0, \theta_0)$  点最接近的若干扫描点的数据进行插值计算,来得到所述  $E(y_0, z_0)$  点的图像数据并存储该数据;
- ④ 令  $X = x_0 + 1$ , 重复步骤②, 逐次对 X 扫描范围内的任一 Y-Z 平面做同样处理, 直至得到坐标系空间 M 内的各点数据, 实现序列图像数据到体积数据的变换。

4. 根据权利要求 3 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法, 其特征在于:

所述步骤③中,系统选择和所述  $E(r_0, \theta_0)$  点最接近的四个扫描点  $A, B, C, D$  的数据进行线性插值计算:  $G_E = G_A * T_A + G_B * T_B + G_C * T_C + G_D * T_D$

其中  $G_p$  表示 P 点的图像数据值,  $P \in \{A, B, C, D, E\}$ ,  $T_A, T_B, T_C, T_D$  分别是 E 点对应于  $A, B, C, D$  点的插值系数, 设  $\Delta R_1, \Delta R_2, \Delta \theta_1, \Delta \theta_2$  分别是极坐标系中 E 点到所述四点的坐标差值, 则插值系数确定为:

$$T_A = \frac{\Delta R_2 * \Delta \theta_1}{T}, T_B = \frac{\Delta R_2 * \Delta \theta_2}{T}, T_C = \frac{\Delta R_1 * \Delta \theta_2}{T}, T_D = \frac{\Delta R_1 * \Delta \theta_1}{T}$$

$$T = (\Delta R_1 + \Delta R_2) * (\Delta \theta_1 + \Delta \theta_2)$$

5. 根据权利要求 3 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法, 其特征在于:

利用 E 点  $(y_0, z_0)$  与  $E(r_0, \theta_0)$  的一一固定对应关系, 系统设置一查询表, 包括预先计算的对应着坐标系空间 M 内各点的  $(r_0, \theta_0)$  值, 所述步骤②的坐标变换通过查该查询表来完成。

6. 根据权利要求 5 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法, 其特征在于:

所述查询表还包括预先计算的对应着坐标系空间 M 内各点的插值系数。

7. 根据权利要求 6 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法, 其特征在于:

所述各插值系数为整型数, 并包括一个预定整数因子 I。

8. 根据权利要求 7 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法, 其特征在于:

所述整数因子  $I = 2^n$ ; 根据所述插值系数计算出的各点结果数据将被右移 n 位后, 存储为结果数据。

9. 根据权利要求 5 或 6 所述用于三维超声成像的快速扫描变换方法, 其特征在于:

所述查询表一个表元的变换参数对应属于坐标系空间 M 内关于 X 轴与 Z 轴构成的平面对称的两点, 或 X 轴与 Z 轴构成的平面上的一点。

### 用于三维超声成像的快速扫描变换方法

**技术领域** 本发明涉及超声技术，特别涉及用于三维超声成像的数据处理技术，尤其是加快计算速度和降低存储量的体积数据变换处理方法。

**背景技术** 三维超声成像技术是一种以辅助医疗诊断为目的的超声成像技术，它通过探头来获取人体某些组织器官的三维体积数据，然后对该体积数据进行处理，从而得到这些组织器官的三维超声图像。和传统的B型超声相比，该技术具有可直观显示和多角度观察图像，辅助医学教学和手术规划，及测量更多医学参数等优点。该技术自60年代被提出概念，80年代开始临床应用以来，已经在心脏、胎儿形体、肝、肾等方面显示了重大应用价值。但一直以来，三维图像显示的实时性问题是制约其实际应用的一个重要因素。

根据用来获取三维体积数据的探头的不同类型，超声成像可以分为静态和动态（也称“实时”）三维成像。实时三维成像可以采用1.5D或2D的探头来直接获取三维体积数据；而静态三维成像先使用探头（一般以普通一维阵列探头为主）来获取二维数据，再经处理获取三维体积数据。超声成像根据获取数据时的探头扫描方式，又分为平扫、扇扫、旋转扫描等方式成像。所述扫描包括机械带动的机械扫描，和手工移动的自由扫描。

所述平扫成像是将探头沿着与各扫描平面垂直的方向进行移动，得到一组平行面的图像数据，可以将这些图像数据直接输入后续三维重建模块进行处理而得到三维结果图像；而所述扇扫成像是将探头绕探头和被扫描物体接触线进行匀速摆动，在一系列等角度间隔的平面内扫描物体，得到序列的图像数据，再对此序列图像数据进行三维坐标变换后才输入到后续三维重建模块进行处理。由于扫描得到的图像数据量非常巨大，按照常规三维坐标变换方法进行处理将花费大量时间，从而影响三维超声成像技术的实际应用，因此，加快三维坐标变换速度对临床应用非常重要和有意义。

在Siemens公司申请的美国专利5,396,890中，提到了一种三维扫描变换系统，其目的是为除了产生传统B型图像之外，还可以实时产生正交多平面图像及透明图像，包括步骤：

- 1、分别在若干等间隔平面上，对一个物体进行超声扫描，获取这些平面上的二维超声数据；
- 2、存储所述二维超声数据；
- 3、记录相应探头的位置；
- 4、从一个查询表中，找到各相应于所述探头位置的扫描变换参数，并将它们装载到扫描变换系统中；
- 5、根据控制的线密度值，对所述存储的图像超声数据进行第一次扫描变换，将该二维数据变换为光栅化的图像数据；
- 6、在内存中存储所述光栅化的图像数据；
- 7、对所述存储的数据，在与所述第一次垂直的方向上执行第二次扫描变换；
- 8、在内存中以体数据的形式存储所述第二次扫描变换的结果；
- 9、显示存储的三维图像数据。

上述现有技术的主要不足在于：

1、需要的存储空间大。以所述美国专利为例，需要进行两次坐标变换，包括对原始扫描数据、第一次扫描变换后的中间结果数据、及第二次扫描变换后结果数据的存储，因为三维数据量一般很大，这种做法极大地增加内存开销，导致该方法的可使用范围受限。

2、没有对查询表优化，而扫描变换时数据量很多，导致扫描变换参数的查询表必须很大，造成花费较多时间从查询表中取值。

3、扫描变换过程中须进行大量插值运算，通常都是浮点运算，而查询表存储的一般是浮点型扫描变换参数，实际计算时，系统从表中取出这些参数进行计算，因为浮点型数据运算耗费时间比整型的多得多，从而又进一步增加时间开销。

4、从实用角度出发系统只须处理要观察的图像数据，而上述现有技术所述后续三维重建中，对整幅二维图像数据（其中包括了很多无效区域）进行处理，既浪费时间，又因无效数据的干扰而影响最终三维图像的观察效果。

**发明内容** 本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的不足，而提出一种快速扫描变换的方法，能在尽量短的时间内根据探头扫描所获数据来变换产生后续三维重建所需要的直角坐标体积数据，并降低数据处理过程中对内存空间的要求，从而解决三维超声实时性问题。

为解决上述技术问题，本发明的基本构思为：使用探头分别在一系列等角度间隔的平面内对物体作扇形扫描，得到序列二维图像的极坐标数据并存储；通过系统建立一个对应所述扫描过程的对称模型，只须进行一次极坐标与直角坐标的扫描变换，就可以将所述存储数据转换为三维重建所需要的体数据，提供给后续的三维重建以得到三维超声图像，从而节省内存空间并加快计算速度。

作为实现本发明构思的技术方案是，提供一种用于三维超声成像的快速扫描变换方法，用于根据探头扫描所获数据来变换产生后续三维重建需要的直角坐标体积数据，包括步骤：

- A. 使用探头分别在一系列等角度间隔  $\theta$  的平面内扫描物体，得到二维的序列图像数据并存储这些数据；其中  $\theta$  为预定常数；
- B. 依据所述存储的扫描数据，进行插值计算处理来获取三维空间各非扫描点的图像数据并存储，作为三维重建所需要的体积数据；

尤其是，所述步骤 B 中包括建立扫描变换模型，作为系统根据所述存储数据变换计算三维空间各点数据的基础，所述扫描变换模型是：以所述探头的阵列方向为 X 方向，以扇形扫描跨度角度  $\alpha$  的一半处的声波发射方向为 Z 方向，垂直于 X-Z 平面的方向为 Y 方向，建立起的一个三维空间直角坐标系 M；设所述序列图像数据为

$$N_1(x,r), N_2(x,r), N_3(x,r), \dots, N_n(x,r),$$

对于任意的 n，满足  $\phi_n(x,r) - \phi_{n-1}(x,r) = \theta$ ，其中  $\phi_n$  为  $N_n(x,r)$  图像平面与 Z 轴的夹角，则在所述坐标系 M 下，序列图像对  $N_1(x,r)$  和  $N_n(x,r)$ 、 $N_2(x,r)$  和  $N_{n-1}(x,r)$ 、 $N_3(x,r)$  和  $N_{n-2}(x,r)$ 、……、 $N_i(x,r)$  和  $N_{n-i+1}(x,r)$  分别在空间位置上关于 X 轴与 Z 轴构成的平面对称；其中  $1 \leq i \leq \text{int}[(n+1)/2]$ 。

上述方案中，所述步骤 B 包括具体过程：

- a. 系统先从内存空间中读出序列图像数据；
- b. 在每一个序列单元的二维图像数据中预先选定扫描变换的区域；
- c. 基于所述扫描变换模型对选定区域进行插值运算来产生各非扫描点的图像数据。

上述方案中，所述步骤 c 基于扫描变换模型进行插值获取三维空间各点数据的过程包括：

- ① 系统首先设定 X 初始值， $X = x_0$ ；
- ② 将对应 Y-Z 平面 P 上扫描变换范围 F 内的任一点  $E(y_0, z_0)$  变换到极坐标系中的相应点  $E(r_0, \theta_0)$ ；

- ③ 当 E 点属非扫描点时, 系统选择极坐标系中和该  $E(r_0, \theta_0)$  点最接近的若干扫描点的数据进行插值计算, 来得到所述  $E(y_0, z_0)$  点的图像数据并存储该数据;
- ④ 令  $X = x_0 + 1$ , 重复步骤②, 逐次对 X 扫描范围内的任一 Y-Z 平面做同样处理, 直至得到坐标系空间 M 内的各点数据, 实现序列图像数据到体积数据的变换。

上述方案中, 利用 E 点  $(y_0, z_0)$  与  $E(r_0, \theta_0)$  的一一固定对应关系, 系统设置一查询表, 包括预先计算的对应着坐标系空间 M 内各点的  $(r_0, \theta_0)$  值, 所述步骤②的坐标变换通过查该查询表来完成。

所述查询表还包括预先计算的对应着坐标系空间 M 内各点的插值系数。

采用上述各技术方案, 可以基于所述模型的对称性, 结合预先计算扫描变换参数并存入查询表中, 将浮点运算转化为整数运算等多种数据处理方法来加快计算速度, 从而大大减少三维扫描变换中的数据计算时间, 并降低系统数据处理对内存空间的要求, 故加快了扇形扫描下三维成像的速度, 能满足实时性要求。

**附图说明** 图 1 是本发明的数据处理流程图

图 2 是扫描变换模型图

图 3 是扫描变换模型中固定 X 值对应的 Y-Z 平面示意图;

图 4 是 Y-Z 平面内点在 R- $\theta$  空间的映射示意图;

图 5 是线性插值过程示意图

图 6 是查询表示意图

**具体实施方式** 下面, 结合附图所示之最佳实施例进一步阐述本发明。

本发明用于对超声扫描数据进行三维坐标变换来生成体积数据的快速扫描变换方法, 以一维阵列探头为例 (但不限于一维探头, 通过探头扇扫来获取数据的超声系统, 如包括 1.5 维机械探头的三维超声成像系统, 均可以使用本发明方法), 如图 1 所示, 包括步骤:

- A. 使用探头分别在一系列等角度间隔  $\theta$  的平面内扫描物体 (可以通过探头的摆动使所述各扫描平面以阵列探头的阵元方向为公共边, 并且相邻两平面之间角度间隔  $\theta$  为预定常数), 在每一个平面内, 探头的扫描均生成一幅二维的图像数据, 在多个平面扫描后的多个二维图像就构成了一个图像序列, 然后将该序列的图像数据存储到内存中;
- B. 依据所述存储的扫描数据, 进行插值计算处理来获取三维空间各非扫描点的图像数

据，并保存到内存中，作为三维重建所需要的体积数据；该体积数据经系统的三维重建处理可以产生送往显示设备显示的三维图像数据。

其中建立扫描变换模型，是系统根据所述存储数据变换计算三维空间各点数据的基础，所述扫描变换模型是（如图2所示）：以所述探头的阵列方向为X方向，以扇形扫描跨度角度 $\alpha$ 的一半处的声波发射方向为Z方向，垂直于X-Z平面的方向为Y方向，建立起的一个三维空间直角坐标系M；设所述序列图像数据为

$$N_1(x,r), N_2(x,r), N_3(x,r), \dots, N_n(x,r),$$

对于任意的整数n，满足  $\phi_n(x,r) - \phi_{n-1}(x,r) = \theta$ ，其中 $\phi_n$ 为 $N_n(x,r)$ 图像平面与Z轴的夹角，则在所述坐标系M下，序列图像对 $N_1(x,r)$ 和 $N_n(x,r)$ 、 $N_2(x,r)$ 和 $N_{n-1}(x,r)$ 、 $N_3(x,r)$ 和 $N_{n-2}(x,r)$ …… $N_i(x,r)$ 和 $N_{n-i+1}(x,r)$ 分别在空间位置上关于X轴与Z轴构成的平面对称；其中 $1 < i \leq \text{int}[(n+1)/2]$ 。

所述步骤B的具体过程是：系统先从内存空间中读出序列图像数据；在每一个序列单元的二维图像数据中预先选定扫描变换的区域；基于所述扫描变换模型对选定的区域进行插值运算来产生各非扫描点的图像数据。一般使用线性插值运算具有较好的实时性。而预先选定扫描变换的区域（即三维重建的区域，下称“变换区域”），仅对这些区域的数据进行扫描变换，可以减少处理的数据量以节省变换时间，还可以使三维结果图像避免受无效区域数据的干扰。

设该变换区域预先选择为R，本实施例以矩形为例（但不限于为矩形，还可以是其它形状，如圆形、多边形等）进一步解释基于所述扫描变换模型的插值运算过程。设区域R的近端和远端距X轴分别为 $R_1$ 和 $R_2$ 。图3显示了 $X = x_0$ 时，Y-Z平面P上序列图像数据点的分布情况。各序列图像和P平面的相交线为

$$N_1(x_0,r), N_2(x_0,r), N_3(x_0,r), \dots, N_n(x_0,r),$$

其中 $r \in (R_1, R_2)$ ，相邻两条线的角度间隔为常数 $\theta$ 。

通常扫描变换系统首先根据 $R_1$ 和 $R_2$ 来计算Y-Z平面P上的扫描变换范围F，将F中的任一点 $E(y_0, z_0)$ ，通过公式(1)：

$$\begin{cases} r_0 = \sqrt{y_0^2 + z_0^2} \\ \theta_0 = \arctg(z_0/y_0) \end{cases} \quad (1)$$

变换到极坐标系中的 $E(r_0, \theta_0)$ ，如图4。

然后当E点属非扫描点时，系统选择极坐标系中和该 $E(r_0, \theta_0)$ 点最接近的若干扫描点的数据进行插值计算，来得到所述 $E(y_0, z_0)$ 点的图像数据并存储该数据；以四点A、B、C、D，线性插值为例（但不限定为四点，也不限定为线性插值），计算公式为：

$$G_E = G_A * T_A + G_B * T_B + G_C * T_C + G_D * T_D \quad (2)$$

其中 $G_p$ 表示P点的图像数据值， $P \in \{A, B, C, D, E\}$ ， $T_A, T_B, T_C, T_D$ 分别是E点对应于临近点A、B、C、D点的插值系数，见图5，设 $\Delta R_1$ 、 $\Delta R_2$ 、 $\Delta \theta_1$ 、 $\Delta \theta_2$ 分别是极坐标系中E点到所述四点的坐标差值，取计算方法如下：

$$\begin{aligned} T_A &= \frac{\Delta R_2 * \Delta \theta_1}{T}, T_B = \frac{\Delta R_2 * \Delta \theta_2}{T}, T_C = \frac{\Delta R_1 * \Delta \theta_2}{T}, T_D = \frac{\Delta R_1 * \Delta \theta_1}{T} \\ T &= (\Delta R_1 + \Delta R_2) * (\Delta \theta_1 + \Delta \theta_2) \end{aligned} \quad (3)$$

这样，即可得到 $X = x_0$ 变换范围F内的所有点数据。

接着系统可以令 $X = x_0 + 1$ ，逐次对X扫描范围内的任一Y-Z平面做同样处理，从而得到坐标系空间M内的各点数据，实现序列图像数据到体积数据的变换。

上述过程计算量非常巨大。例如，通常X的范围为400，假如F的范围为 $800 * 600$ ，则共有 $400 * 800 * 600 = 192,000,000$ 个数据点，而对于每一个数据点，均需要进行公式(1)、(2)的开平方、反三角和多个加减乘除等运算，所以若按常规算法根本无法做到实时变换。因为E点 $(y_0, z_0)$ 与 $E(r_0, \theta_0)$ 是一一固定对应的，因此可以设置一查询表，将 $(r_0, \theta_0)$ 的值预先算出放入查询表（如图6所示）中，这样就省略了公式(1)的计算，在查询表中得到 $(r_0, \theta_0)$ 后进行公式(2)的计算，这样虽然降低了部分变换时间，但总的变换时间依然是很大的。因此，本发明实施例还包括以下措施来降低变换时间。

措施之一是，因为如图3所示，F中的任一点E都存在关于X轴与Z轴构成的平面对称的点S，它们的扫描变换参数有如下关系：

$$r_e = r_s, \theta_e = \pi - \theta_s,$$

插值系数也是一一对应的，根据此对称特性及扫描变换参数之间的对应关系，就可以把预先计算的查询表缩减约一半，只需将图3中第一象限内各点的变换系数存入查询表中，即所述查询表一个表元的变换参数对应属于坐标系空间M内关于X轴与Z轴构成的平面对称的两点（或X

轴与Z轴构成的平面上的一点)。这样在计算E点数据值的同时,根据对称性,同步计算S点的值,因一次可以计算两个数据,就把查询时间和存储查询表的内存空间都降低了一半。

措施之二是,经过上述改进后,接着要进行公式(2)的计算,其中 $G_p$ 为每次扫描得到的图像数据值,它随每次扫描而变换,而对于公式(3)中 $T_A, T_B, T_C, T_D$ 的插值系数来说,不同的点有不同的插值系数,但是同一点的插值系数在扫描间隔角度 $\theta$ 不变的情况下,不随扫描次数而改变。因等间隔扫描时,角度 $\theta$ 调整好后为固定常数,故可以预先计算各点的插值系数,并存放入查询表内该点的变换参数中,这样系统在查询一点的坐标变换参数时,可一并得到该点插值系数,从而省略对公式(3)的运算,极大缩短了计算时间。

措施之三是,因为CPU(运算控制器)对浮点运算和整数运算的处理速度不一样,进行一次浮点运算的时间是进行一次整数运算时间的好多倍,哪怕是专门对浮点运算进行了优化的高级CPU,进行浮点运算的时间也比整数运算要慢;而在公式2中 $G_p$ 是整数, $T_A, T_B, T_C, T_D$ 均为浮点数,若把 $T_A, T_B, T_C, T_D$ 转换为整数的话,就可以将原来的浮点运算转换为整数运算,来加快计算时间。在超声图像中,目前通常用到的灰阶是0-255,也就是说最终 $G_E$ 的值截取在0-255,只要保证公式2右边的计算精度在小数点后一位,就不会导致数据的失真。因此,可以采用一个预定整数因子I乘以插值系数来得到整数,并保存入插值表中(如图6所示),最后将根据这些值整数运算的结果往右移相应位数,即可得到符合精度的值。比如取 $I = 65536 = 2^{16}$ ,最后结果右移16位,就可以满足图像数据精度的要求,并因整型运算而再次降低计算时间。

图6为结合上述多种措施生成的查询表,对于每一个点,包括6个参数,其中两个为空间变换参数( $r_0, \theta_0$ ),四个为整型插值系数 $I * T_A, I * T_B, I * T_C, I * T_D$ 。本发明实施例具有很好的实时性。

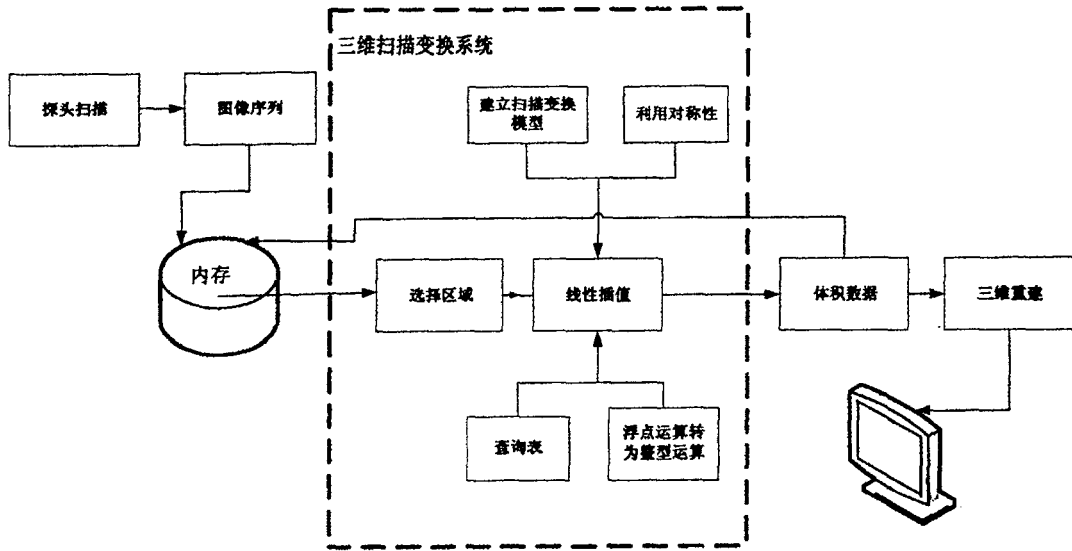


图 1

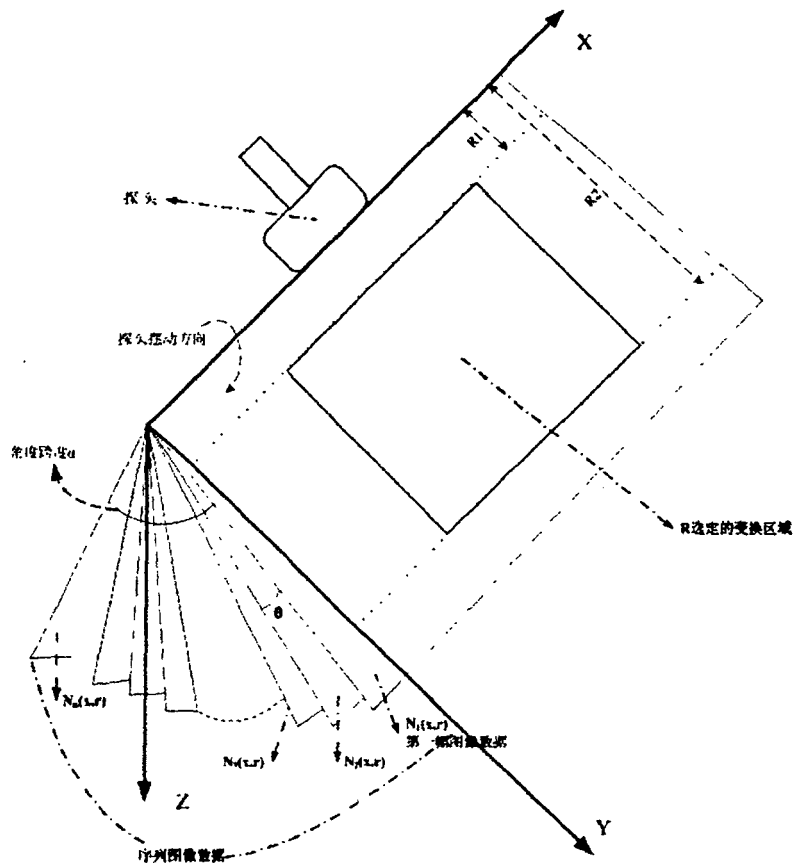


图 2

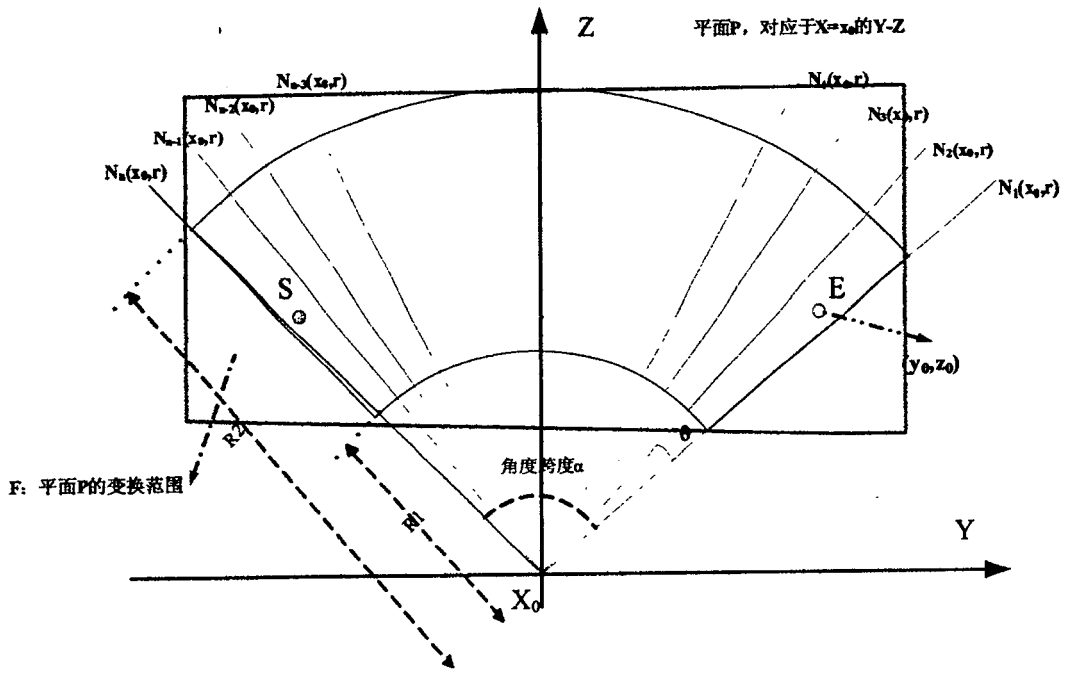


图 3

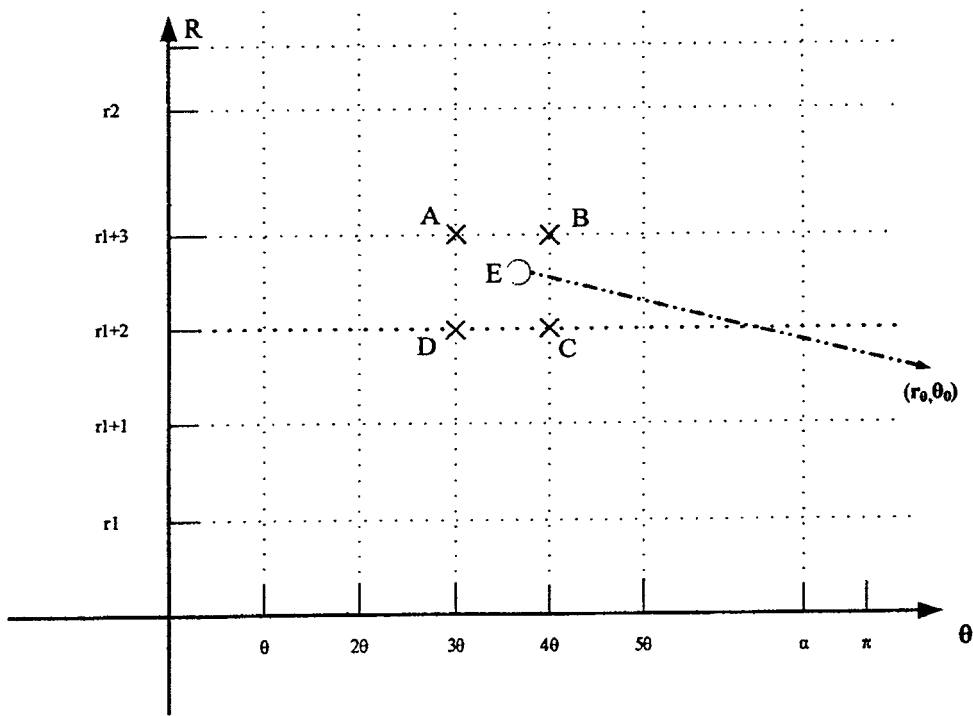


图 4

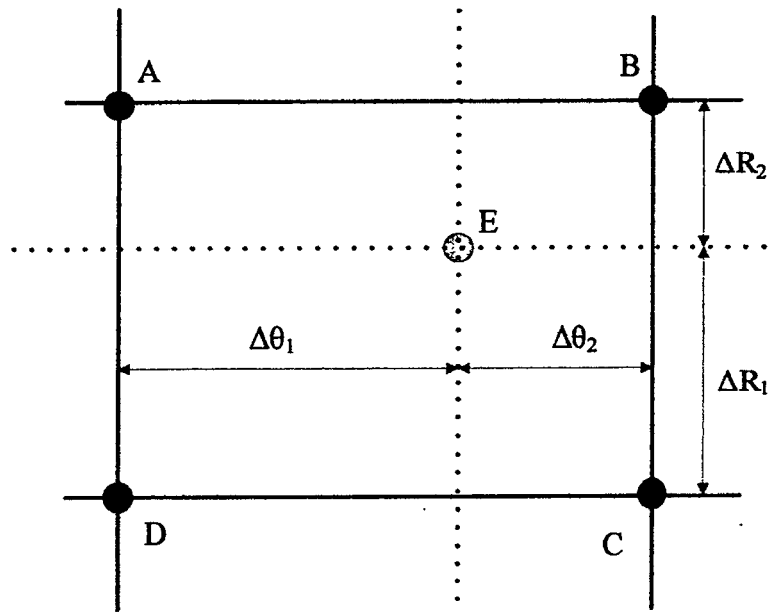


图 5

$R_0$	$\theta_0$	$I \cdot T_A$	$I \cdot T_B$	$I \cdot T_C$	$I \cdot T_D$	• • •
•						
•						
•						
•						

图 6

专利名称(译)	用于三维超声成像的快速扫描变换方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN100506164C</a>	公开(公告)日	2009-07-01
申请号	CN200510035743.3	申请日	2005-07-01
[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	董剑 倪东 齐保春		
发明人	董剑 倪东 齐保春		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00 G06T1/00		
审查员(译)	黄曦		
其他公开文献	CN1891159A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于三维超声成像的快速扫描变换方法，用于把探头扫描得到的数据变换为后续三维重建需要的直角坐标体积数据，包括步骤：使探头分别在一系列等角度间隔平面内扫描物体，得到序列的二维图像数据并存储之；再通过插值计算处理来获取三维空间各非扫描点的数据并存储；尤其包括建立一个系统变换基础的扫描变换模型：以所述探头阵列方向为X方向，扇形扫描跨度角度 $\alpha$ 一半处的声波发射方向为Z方向，垂直于X-Z平面的方向为Y方向，的一个直角坐标系空间M。本发明方法利用该模型的对称性来优化包括各点扫描变换参数的查询表，及采用整数运算和移位处理，可以加快系统计算速度并节省内存空间，从而采用本发明方法的系统具有很好经济效益。

