

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

G06T 15/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200710051250.8

[45] 授权公告日 2010年1月20日

[11] 授权公告号 CN 100581479C

[22] 申请日 2007.1.10

[21] 申请号 200710051250.8

[73] 专利权人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路
1037号

[72] 发明人 丁明跃 蔡超 周成平

[56] 参考文献

US6171247B1 2001.1.9

US6306091B1 2001.10.23

US5159931A 1992.11.3

审查员 李林霞

[74] 专利代理机构 华中科技大学专利中心

代理人 方放

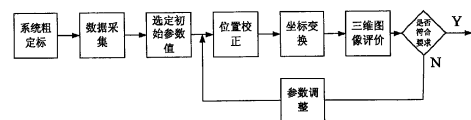
权利要求书3页 说明书6页 附图3页

[54] 发明名称

三维超声影像的重建方法

[57] 摘要

三维超声影像的重建方法，属于数字图像处理方法，用于医疗或工业超声影像设备实现三维成像，克服传统旋转重建方法中存在的重建误差问题，为提高三维超声图像的诊断准确性和测量精度奠定基础。本发明包括系统粗定标步骤、获取二维图像序列步骤、参数初始化步骤、数据校正步骤、三维数据重建步骤、三维图像评价步骤和参数值调整步骤。本发明克服了传统旋转重建方法中存在的重建误差问题，在存在成像系统定标误差情况下，通过建立新的数学模型并自动确定定标参数，进而获得失真小的三维超声图像，达到自定标目的，为提高三维超声图像的诊断准确性和测量精度奠定基础。



1. 一种三维超声影像的重建方法, 包括:

(1) 系统粗定标步骤, 将超声探头超声束发射中心线与步进电动机旋转轴线保持在一条直线上, 使引进的参数变化限制在一个较小的范围内;

(2) 获取二维数字图像序列步骤, 由上位计算机对步进电动机的转动方式以及目标区域范围进行扫描控制, 用图像采集卡, 采集超声机显示屏上的模拟图像, 采集的二维数字图像序列数据存储在计算机的内存里;

(3) 参数初始化步骤, 将 lc 、 β 、 α 、 lr 设定为零, 其中, lc 为探头超声束发射中心线相对步进电动机旋转轴线的左右平移量, β 为探头超声束发射中心线相对步进电动机旋转轴线的倾斜角, α 为超声探头成像面与步进电动机旋转轴线不共面时的夹角, lr 为探头超声束发射中心线和步进电动机旋转轴线的交点到图像中心线离开图片之点的距离;

(4) 数据校正步骤, 对采集到计算机内存的二维数字图像序列数据进行校正;

非共面的平移误差 lr 和旋转误差 α , 根据 (4-1) 式或 (4-2) 式将原始图像点坐标 (i, j) 映射为校正后的图像点坐标 (m, n) ,

(4-1) 当 β 为顺时针偏转时:

$$\begin{pmatrix} m \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \beta & \sin \beta \\ -\sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i \\ j \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ lc \end{pmatrix}$$

(4-2) 当 β 为逆时针偏转时:

$$\begin{pmatrix} m \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \beta & -\sin \beta \\ \sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i \\ j \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} col \sin \alpha \\ lc \end{pmatrix}$$

其中 col 为原始图像的列数;

(5) 三维数据重建步骤，对校正后的二维数字图象序列数据，通过双线性内插方式重建三维图象中各点 $S(u,v,h)$ 的灰度值 P_s ：

$$P_s = (1 - f_\theta) f_r P_a + f_\theta f_r P_b + f_\theta (1 - f_r) P_c + (1 - f_\theta) (1 - f_r) P_d$$

其中 $f_\theta = \delta_\theta / \Delta\theta$ ， $f_r = \delta_r / \Delta r$ ， $\delta_\theta = |\theta - \theta_1|$ ， $\delta_r = |rp - rj|$ ； P_a 、 P_b 、 P_c 、 P_d 分别为同一平面上距离点 S 最近的 a, b, c, d 四个点的灰度值， θ 为点 S 与旋转中心线所决定的平面与重建初始帧所在平面的夹角， θ_1 为点 S 最近的前一帧图象平面与重建初始帧所在平面的夹角；

(6) 三维图像评价步骤，采用图像评价函数 $J(\beta, \alpha, lc, lr) = \sum \delta_i$ 对重建的三维图像进行评价，其中 δ_i 是第一帧和最后一帧图像交接处的灰度变化绝对量，如果已经达到预设图像标准，将所获得的三维图像作为重建后的输出图像，同时得到 lc 、 β 、 α 、 lr 的值，循环结束，否则进入步骤 (7)；

(7) 参数值调整步骤，调整参数 lc 、 β 、 α 、 lr 的值，在其取值范围内进行等间隔量化，并对这四个参数值量进行组合，得到一个参数解的空间，对此解空间内全遍历搜索，依次转至步骤 (4)。

2. 如权利要求 1 所述的三维超声影像的重建方法，其特征在于，所述系统粗定标步骤的子步骤为：(a) 首先，在电动机的轴上固定一支笔，旋转电动机带动笔画圆，圆心即旋转轴心在圆平面上的投影点；(b) 在投影点上垂直放置一根细针，则细针与电动机旋转轴基本上在一条直线上；(c) 电动机旋转带动超声探头对细针所在空间区域进行扫描并完成三维重建，如果这个细针在其垂直面上的像为一个点，则超声探头超声发射中心与电动机旋转轴心重合，粗定标步骤结束，否则进行子步骤 (d)；(d) 利用微调螺丝对超声探头的位置进行调整，重复进行子步骤 (c)，直到细针在其垂直面上的像成为一个点，完成系统粗定标。

3. 如权利要求 1 所述的三维超声影像的重建方法，其特征在于，所

述获取二维数字图像序列步骤中，电动机旋转扫描速率、超声机探头数据采集速率以及采集卡采集数据的速率三者之间应保持同步或者满足采样定律。

4. 如权利要求 1 所述的三维超声影像的重建方法，其特征在于，所述三维数据重建步骤中，三维图象中 S 点自上而下所在的高度 h 与校正后二维图象中点 a、b、c、d 点所在的行数 i 存在映射关系 $h = i \cdot \cos \alpha$ 。

三维超声影像的重建方法

技术领域：

本发明属于数字图象处理方法，特别涉及一种三维超声影像的重建方法，用于医疗或工业超声影像设备实现三维成像。

背景技术：

三维超声是在二维超声基础上通过扫描重建而产生的一种新的成像方式，它克服了二维成像中无法对于被成像物体的三维信息进行描述的问题，从而使体积的测量、距离的测量以及空间形状的显示与描述成为可能。

三维超声的重建方法取决于所采用的扫描方式，机械扫描由于重建图像失真小、适合于在介入式治疗中应用等特点得到了广泛应用。机械扫描包括平行扫描、扇形扫描和旋转扫描三种方式，分别适用于不同的实际应用情况。

与平行扫描、扇形扫描比较，旋转扫描重建算法更为复杂，且受定位误差影响较大。目前常用的旋转扫描重建方法见（1）三维超声前列腺成像系统，S. Tong, D. B. Downey, H. N. Cardinal, A. Fenster, A Three-Dimensional Ultrasound Prostate Imaging System, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 22(6), pp. 735-746, 1996. 和（2）三维超声成像系统，3-Dimensional Ultrasound Imaging System, J. Miller, S. Tong, A. Fenster, D. Downey, U.S. Patent No. 5,562,095, October 8, 1996. U.K. Patent No. 9226935.6, December 24, 1993. Canada Patent No. 2,110,148, November 26, 1993. Germany Patent No. P43443125, December 22, 1993. Japan Patent No. 328712/93, December 24, 1993. South Korea Patent No.

96-707382, December 23, 1996 (Pending) 它们的旋转扫描重建主要步骤为:

- 1) 系统定标, 并假定定标后无误差, 而实际上是存在误差的;
- 2) 旋转扫描, 获取等角度间距的二维图像序列;
- 3) 三维重建。通过内插得到最后的图像灰度值。

然而, 以上旋转扫描重建方法在实际应用过程中, 由于定标误差导致旋转中心轴与探头超声束发射中心线不重合或探头超声束发射中心线两侧的探测特性不对称, 从而造成重建误差, 其直接后果是在三维重建图像中起始扫描帧与终止扫描帧之间造成被成像物体的不连续, 如图 1 所示, 从而给人们的视觉观测和自动检测带来困难。造成这种失真的主要原因是传统方法中采用了机械扫描旋转轴与二维探头的中心波束相重合, 且中心波束两边的探测单元完全一致的假设。然而, 在实际使用过程中, 这两个假设往往难以满足。当机械扫描旋转轴与二维探头的中心波束不重合时, 例如它们之间形成一定角度, 如图 3 所示, 如果采用 180 度旋转扫描, 就会在底部出现一个上弧形矩形区域, 在空间上该区域产生一个锥形无采样数据区域, 见图 4 (a); 如果采用 360 度旋转扫描, 可以消除矩形未采样区域, 而只有中心圆锥体为无采样区域, 见图 4 (b)。采用 360 度旋转扫描的另一个好处在于它能够克服由于中心波束两边探测像元的不对称性所带来的失真, 从而使得所获得的三维图像具有更好的对称性和一致性。

除了会形成未采样数据以外, 当存在定标偏差时而仍然用传统的方法进行三维重建, 会造成重建空间点的错位, 从而造成三维重建图像的几何失真。如图 5 所示, 在本来采自虚线位置处的数据被赋给了三维图像中实线位置所在的点。

发明内容

本发明提供一种三维超声影像的重建方法，克服传统旋转重建方法中存在的重建误差问题，为提高三维超声图像的诊断准确性和测量精度奠定基础。

本发明的一种三维超声影像的重建方法，包括：

- (1) 系统粗定标步骤，将超声探头超声束发射中心线与步进电动机旋转轴线保持在一条直线上，使引进的参数变化限制在一个较小的范围内；
- (2) 获取二维数字图像序列步骤，由上位计算机对步进电动机的转动方式以及目标区域范围进行扫描控制，用图像采集卡，采集超声机显示屏上的模拟图像，采集的二维数字图像序列数据存储在计算机的内存里；
- (3) 参数初始化步骤，将 lc 、 β 、 α 、 lr 设定为零，其中， lc 为探头超声束发射中心线相对步进电动机旋转轴线的左右平移量， β 为探头超声束发射中心线相对步进电动机旋转轴线的倾斜角， α 为超声探头成像面与步进电动机旋转轴线不共面时的夹角， lr 为探头超声束发射中心线和步进电动机旋转轴线的交点到图像中心线离开图片之点的距离；
- (4) 数据校正步骤，对采集到计算机内存的二维数字图像序列数据进行校正；

非共面的平移误差 lr 和旋转误差 α ，根据 (4-1) 式或 (4-2) 式将原始图像点坐标 (i, j) 映射为校正后的图像点坐标 (m, n) ，

(4-1) 当 β 为顺时针偏转时：

$$\begin{pmatrix} m \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \beta & \sin \beta \\ -\sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i \\ j \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ lc \end{pmatrix}$$

(4-2) 当 β 为逆时针偏转时：

$$\begin{pmatrix} m \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \beta & -\sin \beta \\ \sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i \\ j \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} col \sin \alpha \\ lc \end{pmatrix}$$

其中 col 为原始二维图像的列数;

(5) 三维数据重建步骤, 对校正后的二维数字图象序列数据, 通过双线性内插方式重建三维图象中各点 $S(u,v,h)$ 的灰度值 P_s :

$$P_s = (1 - f_\theta) f_r P_a + f_\theta f_r P_b + f_\theta (1 - f_r) P_c + (1 - f_\theta) (1 - f_r) P_d$$

其中 $f_\theta = \delta_\theta / \Delta_\theta$, $f_r = \delta_r / \Delta_r$, $\delta_\theta = |\theta - \theta_1|$, $\delta_r = |rp - rj|$; P_a 、 P_b 、 P_c 、 P_d 分别为同一平面上距离点 S 最近的 a, b, c, d 四个点的灰度值, θ 为点 S 与旋转中心线所决定的平面与重建初始帧所在平面的夹角, θ_1 为点 S 最近的前一帧图象平面与重建初始帧所在平面的夹角;

(6) 三维图像评价步骤, 采用图像评价函数 $J(\beta, \alpha, lc, lr) = \sum \delta_i$ 对重建的三维图像进行评价, 其中 δ_i 是第一帧和最后一帧图像交接处的灰度变化绝对量, 如果已经达到预设图像标准, 将所获得的三维图像作为重建后的输出图像, 同时得到 lc 、 β 、 α 、 lr 的值, 循环结束, 否则进入步骤 (7);

(7) 参数值调整步骤, 调整参数 lc 、 β 、 α 、 lr 的值, 在其取值范围内进行等间隔量化, 并对这四个参数值量进行组合, 得到一个参数解的空间, 对此解空间内全遍历搜索, 依次转至步骤 (4)。

所述的三维超声影像的重建方法, 其特征在于, 所述系统粗定标步骤的子步骤为: (a) 首先, 在电动机的轴上固定一支笔, 旋转电动机带动笔画圆, 圆心即旋转轴心在圆平面上的投影点; (b) 在投影点上垂直放置一根细针, 则细针与电动机旋转轴基本上在一条直线上; (c) 电动机旋转带动超声探头对细针所在空间区域进行扫描并完成三维重建, 如果这个细针在其垂直面上的像为一个点, 则超声探头超声发射中心与电动机旋转轴心重合, 粗定标步骤结束, 否则进行子步骤 (d); (d) 利用微调螺丝对超声探头的位置进行调整, 重复进行子步骤 (c), 直到细针在其垂直面上的像成为一个点, 完成系统粗定标。

所述的三维超声影像的重建方法，其特征在于，所述获取二维数字图像序列步骤中，电动机旋转扫描速率、超声机探头数据采集速率以及采集卡采集数据的速率三者之间应保持同步或者满足采样定律。

所述的三维超声影像的重建方法，其特征在于，所述三维数据重建步骤中，三维图象中S点自上而下所在的高度 h 与校正后二维图象中点a、b、c、d点所在的行数 i 存在映射关系 $h = i \cdot \cos \alpha$ 。

本发明克服了传统旋转重建方法中存在的重建误差问题，在存在成像系统定标误差情况下，通过建立新的数学模型并自动确定定标参数，进而获得失真小的三维超声图像，达到自定标目的，为提高三维超声图像的诊断准确性和测量精度奠定基础。

附图说明

图1表示重建误差所产生的错位，其中(a)为空间连续一棒状物体，(b)为由于重建误差所产生的在起始帧与结束帧所产生的错位；

图2为本发明框图；

图3当存在定标误差条件下旋转扫描侧视图；

图4存在径向偏移定标误差条件下旋转扫描结果俯视图，其中每一直线代表一个扫描成像采样平面，(a)为180度扫描；(b)为360度扫描；

图5重建三维图像所产生的错位，其中虚线为实际的采样数据位置，实线为按照无定标误差假设重建后三维图像位置；

图6为存在误差情况下，二维图像与旋转轴心线的实际位置关系示意图，(a)为有左右倾斜与平移的情况；(b)为旋转轴心线与图像平面不共面且有平移的情况；

图 7 三维图像中坐标点 S 的最近邻点的确定示意图。

具体实施方式

本发明的一个实施例采用 C 语言进行计算机编程，获得三维重建的源代码程序，本发明框图如图 2 所示。

对应于本发明数据校正步骤，图 6 为存在误差情况下，二维图像与旋转轴心线的实际位置关系示意图，(a) 为有左右倾斜与平移的情况；(b) 为旋转轴心线与图像平面不共面且有平移的情况；

对应于本发明三维数据重建步骤，图 7 三维图像中坐标点 S 的最近邻点的确定示意图，其中 S 为三维图像中一点，a, b, c, d 为包含 S 点的四个最近邻采样点。



图 1

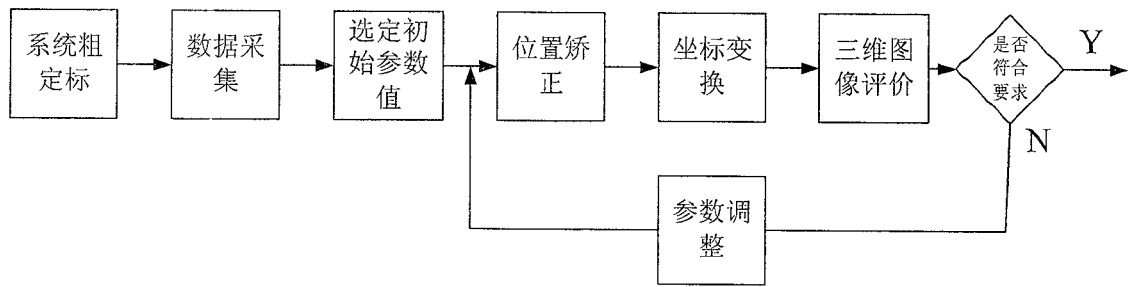


图 2

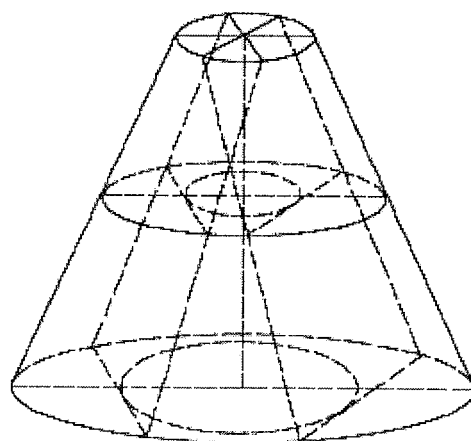


图 3

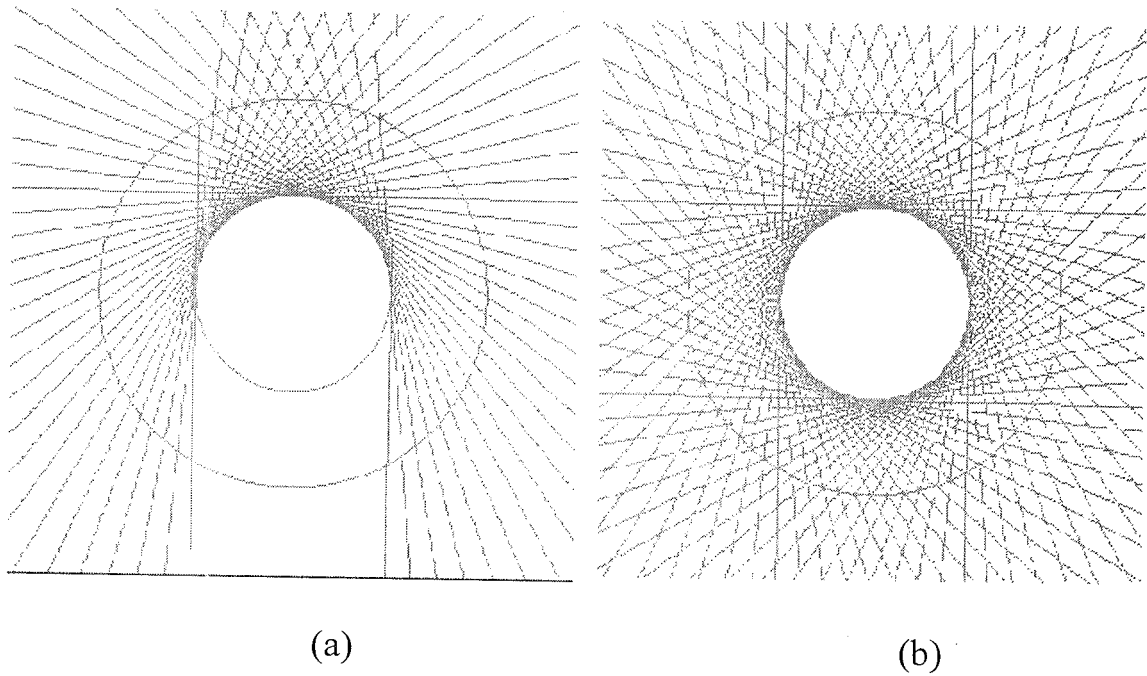


图 4

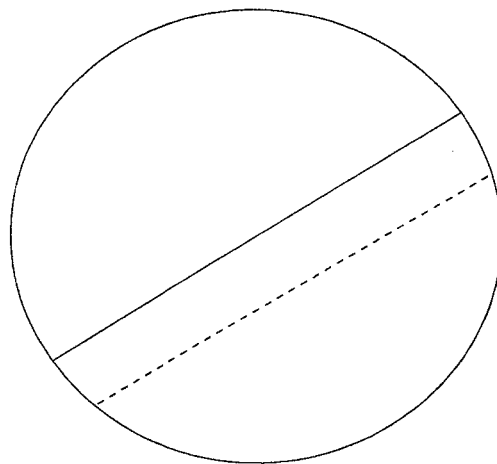


图 5

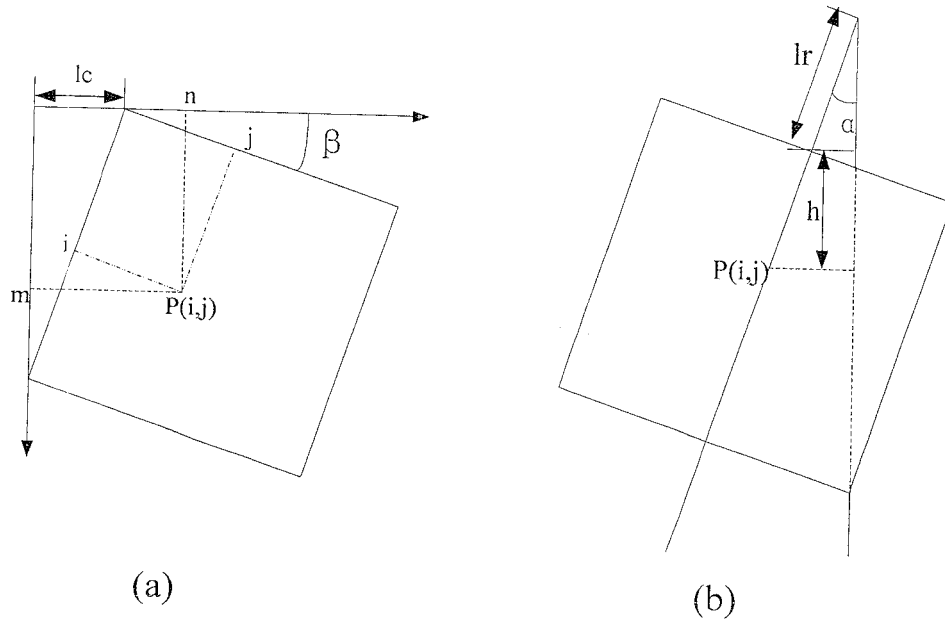


图 6

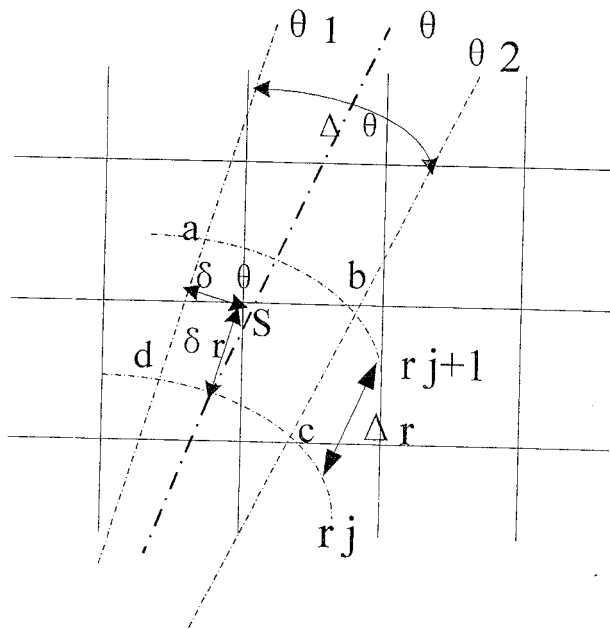


图 7

专利名称(译)	三维超声影像的重建方法		
公开(公告)号	CN100581479C	公开(公告)日	2010-01-20
申请号	CN200710051250.8	申请日	2007-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	丁明跃 蔡超 周成平		
发明人	丁明跃 蔡超 周成平		
IPC分类号	A61B8/00 G06T11/00 G06T15/00		
代理人(译)	方放		
审查员(译)	李林霞		
其他公开文献	CN100998512A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

三维超声影像的重建方法，属于数字图象处理方法，用于医疗或工业超声影像设备实现三维成像，克服传统旋转重建方法中存在的重建误差问题，为提高三维超声图像的诊断准确性和测量精度奠定基础。本发明包括系统粗定标步骤、获取二维图像序列步骤、参数初始化步骤、数据校正步骤、三维数据重建步骤、三维图像评价步骤和参数值调整步骤。本发明克服了传统旋转重建方法中存在的重建误差问题，在存在成像系统定标误差情况下，通过建立新的数学模型并自动确定定标参数，进而获得失真小的三维超声图像，达到自定标目的，为提高三维超声图像的诊断准确性和测量精度奠定基础。

