

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102106741 B

(45) 授权公告日 2013.06.05

(21) 申请号 200910248769.4

CN 100998512 A, 2007.07.18, 全文.

(22) 申请日 2009.12.25

CN 1891159 A, 2007.01.10, 全文.

(73) 专利权人 东软飞利浦医疗设备系统有限  
责任公司

CN 101292883 A, 2008.10.29, 说明书第1页  
倒数第1段、第2页第1、2段.

地址 110179 辽宁省沈阳市沈阳高新区浑南  
产业区东大软件园

JP 特开 2000-279416 A, 2000.10.10, 全文.

审查员 初博

(72) 发明人 朱力军 赵建

(74) 专利代理机构 沈阳科苑专利商标代理有限  
公司 21002

代理人 李晓光

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 15/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 101336831 A, 2009.01.07, 全文.

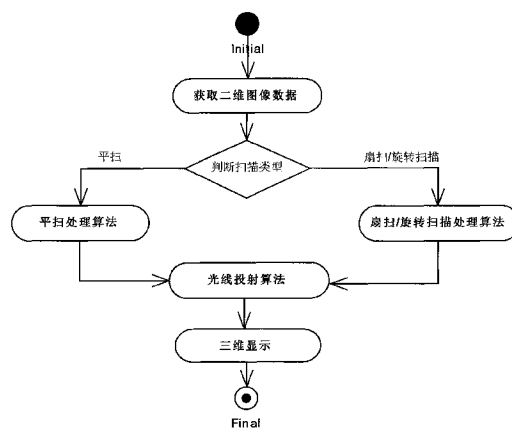
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

一种二维超声图像的三维重建方法

(57) 摘要

本发明涉及一种二维超声图像的三维重建方法,包括以下步骤:通过机械驱动扫描方式获取二维图像数据;判断扫描类型,如果为扇形扫描或旋转扫描,则采用扇扫/旋转扫描处理算法对二维图像数据进行处理生成规则体数据场;利用上述规则体数据场通过光线投射算法进行三维图像的显示;所述扇形扫描处理算法的处理步骤为:感兴趣区的提取;剔除不需要的数据信息;计算规则体数据场的大小,得到规则体数据场的长、宽、高;改进坐标转换和插值算法,得到当前像素点的灰度值;滤波处理。本发明针对不同的扫描方式获取的超声二维图像数据分别进行三维重建,对不同扫描方式的超声图像进行三维重建,重建图像清晰、真实感强、成像速度快等优点。



1. 一种二维超声图像的三维重建方法,其特征在于包括以下步骤:

通过机械驱动扫描方式获取二维超声图像数据;

判断扫描类型,如果为扇形扫描或旋转扫描,则采用扇形扫描处理算法或者旋转扫描处理算法对二维超声图像数据进行处理生成规则体数据场;

利用上述规则体数据场通过光线投射算法进行三维图像的显示;

所述扇形扫描处理算法的处理步骤为:

感兴趣区的提取:对于通过扇形扫描方式获取的二维超声图像数据进行感兴趣区提取,剔除不需要的数据信息,得到感兴趣区数据;

计算规则体数据场的大小:根据感兴趣区数据及二维超声图像数据中的扫描角度,确定超声探头所在位置,以超声探头所在位置为极坐标的原点,通过以下公式计算规则体数据场的大小,得到规则体数据场的深度、高度:

$$\text{Depth} = 2R_2 \sin \theta$$

$$\text{Height} = R_2 - R_1 \cos \theta$$

其中,二维超声图像的宽度即为规则体数据场的宽度,Depth 为数据场 Z 方向的深度值,Height 为数据场 Y 方向的高度值, $\theta$  为二维超声图像数据中扫描角度的半角,R1 为极坐标原点到感兴趣区数据场近端的半径长度,R2 为极坐标原点到感兴趣区数据场远端的半径长度;

改进坐标转换和插值算法:将坐标变换和插值修补融合成为一个步骤,即在规则体数据场中分别对每一个像素点转换成极坐标形式,求出该点对应的极坐标的半径和角度值;根据扇形扫描方式的特点和角度值确定当前的像素点在规则体数据场中对应到相应的二维超声图像上,或者是在规则体数据场中介于哪两幅二维超声图像之间;根据计算规则体数据场的大小步骤中得到的规则体数据场的宽度、深度、高度以及扫描的角度值,将像素点分为三类分别进行处理,得到当前像素点的灰度值;

滤波处理:对整个数据场像素点的灰度值进行滤波,得到去噪后的规则体数据场;

所述旋转扫描处理算法为:

感兴趣区的提取:对于通过旋转扫描方式获取的二维超声图像数据进行感兴趣区提取,剔除不需要的数据信息,得到感兴趣区数据;

计算规则体数据场的大小:

规定规则体数据场的宽度即为二维超声图像的宽度,规则体数据场的高度和深度均为二维超声图像的高度的 2 倍;

改进坐标转换和插值算法:将坐标变换和插值修补融合成为一个步骤,即在规则体数据场中分别对每一个像素点转换成极坐标形式,求出该点对应的极坐标的半径和角度值;根据旋转扫描方式的特点和角度值确定当前的像素点在规则体数据场中对应到相应的二维超声图像上,或者是在规则体数据场中介于哪两幅二维超声图像之间;根据计算规则体数据场的大小步骤中得到的规则体数据场的宽度、深度、高度以及扫描的角度值,将像素点分为三类分别进行处理,得到当前像素点的灰度值;

滤波处理:对整个数据场像素点的灰度值进行滤波,得到去噪后的规则体数据场;

所述将像素点分为三类分别进行处理包括以下步骤:

当像素点为有效区域外的点,即 A 类像素点,则直接将其归为背景色,不进行插值计

算；

当像素点为有效区域内的点，同时是处于某幅二维超声图像上的点，即 B 类像素点，则根据该像素点对应的极坐标下半径的长度换算出其在二维超声图像上的位置，采用最近邻插值算法计算该像素点的灰度；

当像素点为有效区域内的点，同时是处于某两幅二维超声图像之间的点，即 C 类像素点，则根据该像素点对应的半径值取整后得到的该像素点的近半径值  $OA_1$ ，得到远半径值：

$$OA_2 = OA_1 + 1$$

根据像素点对应的角度值  $\alpha$  确定得到哪两幅二维超声图像，再由得到的两幅二维超声图像所在平面的夹角获取上、下两幅二维超声图像的扫描角度；

根据上述近半径值、远半径值及两个扫描角度值，在两幅二维超声图像上找到四个近邻点，进行双线性插值计算该像素点的灰度。

2. 按权利要求 1 所述的二维超声图像的三维重建方法，其特征在于：如果扫描类型为平行扫描，则采用平扫处理算法对二维超声图像数据进行处理生成规则体数据场，接续利用上述规则体数据场通过光线投射算法进行三维图像的显示步骤。

3. 按权利要求 2 所述的二维超声图像的三维重建方法，其特征在于：所述平扫处理算法为：

感兴趣区的提取：对于通过平行扫描方式获取的二维超声图像数据进行感兴趣区提取，剔除不需要的数据信息，得到感兴趣区数据；

计算规则体数据场的大小：规定感兴趣区的宽和高即为规则体数据场的宽和高，平扫的扫描长度和扫描时间的比值作为规则体数据场的深度，即 Z 方向的长度；

二维超声图像中的像素点数据到三维体数据的转换：根据生成的规则体数据场的大小，将二维超声图像按照采集顺序依次放入到规则体数据场中，即按照点对点方式一一插入到规则体数据场中；

滤波处理：对整个数据场像素点的灰度值进行滤波，得到去噪后的规则体数据场。

## 一种二维超声图像的三维重建方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理技术,具体的说是一种二维超声图像的三维重建方法。

### 背景技术

[0002] 超声医学与其它技术相比有明显的优势,由于是非侵入式的,具有无害,无痛,直观使用等特性,是临床医学不可缺少的影像诊断方法之一,并已经在临床医学中得到广泛应用。传统的B型超声成像系统只能提供扫描物体的二维序列图像,医生只能将这些断层图像通过人脑将它们重建成三维物体,这要求医生要有相当丰富的经验和空间想象能力。

[0003] 三维超声成像具有图像显示直观、可以进行医学诊断参数的精确测量以及在医学教学和手术规划方面有广泛应用的优点。由于三维超声探头价格昂贵,所以通常采用的方法是在采集一系列二维超声图像的同时采集相应的空间位置信息然后重组为三维图像。

[0004] 但是由于探头自由平行移动或者是自由旋转带来的随意性也使得所采集到的二维图像在空间上排列是不规则的,再加上超声成像的一些固有局限性,会带来如下几个问题:

[0005] 1. 三维非标准体元数据到三维标准体元数据的转化,一般采用最近邻法将二维图像数据转换到三维笛卡儿坐标系中;

[0006] 2. 空间未被采样点位置的随机性导致的插补问题,采用获得的数据采样点在三维数据体中的分布呈不均匀现象,在空间有些位置出现过采样,有些位置出现欠采样;

[0007] 3. 重复采样导致过采样点的灰度值计算不准确的问题。

[0008] 三维超声成像技术比传统二维成像技术具有诸多优势,它可以使成像结果更为直观,对病变组织定位更准确,一次成像后可以从不同的角度反复观察等。随着计算机技术和医学影像技术的发展,三维超声成像领域的研究工作取得了长足的进步。从临床应用的角度来看,大幅度提高三维图像重建质量和重建速度是必须要解决的问题。

### 发明内容

[0009] 针对现有技术中存在的上述三维图像重建质量差以及重建速度慢等不足之处,本发明要解决的技术问题是提供一种三维图像质量好、速度快的二维超声图像的三维重建方法。

[0010] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:

[0011] 本发明一种二维超声图像的三维重建方法包括以下步骤:

[0012] 通过机械驱动扫描方式获取二维图像数据;

[0013] 判断扫描类型,如果为扇形扫描或旋转扫描,则采用扇形扫描旋转扫描处理算法对二维图像数据进行处理生成规则体数据场;

[0014] 利用上述规则体数据场通过光线投射算法进行三维图像的显示。

[0015] 所述扇形扫描处理算法的处理步骤为:

[0016] 感兴趣区的提取:对于通过扇扫/旋转扫描方式获取的原始二维图像数据进行感

兴趣区提取,剔除不需要的数据信息,得到感兴趣区数据;

[0017] 计算规则体数据场的大小:根据感兴趣区数据及原始二维图像数据中的扫描角度,确定超声探头所在位置,以超声探头所在位置为极坐标的原点,通过以下公式计算规则体数据场的大小,得到规则体数据场的长、宽、高:

$$[0018] \quad \text{Depth} = 2R_2 \sin \theta$$

$$[0019] \quad \text{Height} = R_2 - R_1 \cos \theta$$

[0020] 其中,Depth 为数据场 Z 方向的深度值,Height 为数据场 Y 方向的高度值, $\theta$  为原始二维图像数据中扫描角度的半角, $R_1$  为极坐标原点到感兴趣区数据场近端的半径长度, $R_2$  为极坐标原点到感兴趣区数据场远端的半径长度;

[0021] 改进坐标转换和插值算法:将坐标变换和插值修补融合成为一个步骤,即在规则体数据场中分别对每一个像素点转换成极坐标形式,求出该点对应的极坐标的半径和角度值;根据扇形扫描方式的特点和角度值确定当前的像素点在规则体数据场中对应到相应的原始图像上,或者是在规则体数据场中介于哪两幅原始图像之间;根据计算规则体数据场的大小步骤中得到的规则体数据场的长、宽、高以及扫描的角度值,将像素点分为三类分别进行处理,得到当前像素点的四个近邻点再进行双线性插值计算,得到当前像素点的灰度值;

[0022] 滤波处理:对整个数据场像素点的灰度值进行滤波,得到去噪后的规则体数据场,通过光线投射算法进行三维图像的显示。

[0023] 所述旋转扫描处理算法为:

[0024] 感兴趣区的提取:对于通过旋转扫描方式获取的原始二维图像数据进行感兴趣区提取,剔除不需要的数据信息,得到感兴趣区数据;

[0025] 计算规则体数据场的大小:

[0026] 规定规则体数据场的宽度即为二维图像的宽度,规则体数据场的高度和深度均为二维图像的高度的 2 倍;

[0027] 改进坐标转换和插值算法:将坐标变换和插值修补融合成为一个步骤,即在规则体数据场中分别对每一个像素点转换成极坐标形式,求出该点对应的极坐标的半径和角度值;根据扇扫方式的特点和角度值确定当前的像素点在规则体数据场中对应到相应的原始图像上,或者是在规则体数据场中介于哪两幅原始图像之间;根据计算规则体数据场的大小步骤中得到的规则体数据场的宽度、深度、高度以及扫描的角度值,将像素点分为三类分别进行处理,得到当前像素点的四个近邻点进行双线性插值计算,得到当前像素点的灰度值;

[0028] 滤波处理:对整个数据场像素点的灰度值进行滤波,得到去噪后的规则体数据场,通过光线投射算法进行三维图像的显示。

[0029] 所述将像素点分为三类分别进行处理,得到当前像素点的四个近邻点再进行双线性插值计算包括以下步骤:

[0030] 当像素点为有效区域外的点,即 A 类像素点,则直接将其归为背景色,不进行插值计算;

[0031] 当像素点为有效区域内的点,同时是处于某幅原始图像上的点,即 B 类像素点,则根据该像素点对应的极坐标下半径的长度换算出其在原始图像上的位置,采用最近邻插值

算法计算该像素点的灰度；

[0032] 当像素点为有效区域的点，同时是处于某两幅原始图像之间的点，即 C 类像素点，则对该像素点对应的半径值取整后得到的该像素点的近半径值，得到远半径值；

[0033]  $OA_2 = OA_1 + 1$

[0034] 根据像素点对应的角度值  $\alpha$  确定得到哪两幅图像，再由得到的两幅图像所在平面的夹角获取上、下两幅原始图像的扫描角度；

[0035] 根据上述近半径值、远半径值及两个扫描角度值，在两幅二维原始图像上找到四个近邻点，进行双线性插值计算该像素点的灰度；

[0036] 如果扫描类型为平行扫描，则采用平扫处理算法对二维图像数据进行处理生成规则体数据场，接续利用上述规则体数据场通过光线投射算法进行三维图像的显示步骤。

[0037] 所述平行扫描处理算法为：

[0038] 感兴趣区的提取：对于通过平行扫描方式获取的二维图像数据进行感兴趣区提取，剔除不需要的数据信息，得到感兴趣区数据；

[0039] 计算规则体数据场的大小：规定感兴趣区数据的宽和高即为规则体数据场的宽和高，根据平扫的扫描长度和扫描时间的比值作为规则体数据场的深度，即 Z 方向的长度；

[0040] 二维图像中的像素点数据到三维体数据的转换：根据生成的规则体数据场的大小，将二维原始图像按照采集顺序依次放入到规则体数据场中，即按照点对点方式一一插入到规则体数据场中；

[0041] 滤波处理：对整个数据场像素点的灰度值进行滤波，得到去噪后的规则体数据场，通过光线投射算法进行三维图像的显示。

[0042] 本发明具有以下有益效果及优点：

[0043] 1. 本发明方法针对不同的扫描方式（平扫、扇扫和旋转扫描）获取的超声二维图像数据分别进行三维重建，并利用不同扫描方式的特点以及对称性等相关信息来加速重建过程，在传统的双线性插值算法的基础上进行改进优化，在得到比较好的图像质量的基础上最大限度的提高了重建速度，对插值后的数据进行滤波处理，可以压制由于插值引入的噪声；本发明具有能够对不同扫描方式的超声图像进行三维重建、重建图像清晰、真实感强、成像速度快等优点，可以应用于临床系统。

## 附图说明

[0044] 图 1 为超声波扫描的三种不同方式示意图；

[0045] 图 2 为本发明超声三维重建方法流程图；

[0046] 图 3 为本发明方法中扇形扫描规则体数据场计算示意图；

[0047] 图 4 为本发明方法中旋转扫描规则体数据场计算示意图；

[0048] 图 5 为传统方法中超声数据坐标变换示意图；

[0049] 图 6 为传统方法中超声数据插值修补示意图；

[0050] 图 7 为本发明方法中规则体数据场空间像素点分类示意图；

[0051] 图 8 为本发明方法中获取 C 类像素点 4 近邻点示意图；

[0052] 图 9 为本发明方法中光线投射算法示意图；

[0053] 图 10 为本发明方法中光线投射算法流程图；

[0054] 图 11 为应用本发明方法建立的三维图像。

[0055] 图 12 为本发明方法中平行扫描规则体数据场计算示意图；

### 具体实施方式

[0056] 实施例 1

[0057] 本发明提出一种对采集到的二维序列图像数据进行三维重建的技术方案,利用采集到的二维超声图像相应的空间位置信息和扫描条件,通过数据场坐标变换,插值修补操作,能够达到临床应用的要求,同时对合成的图像噪声处理,更好地显示三维重建图像的细节信息。

[0058] 如图 2 所示,本发明二维超声图像的三维重建方法包括以下步骤:

[0059] 通过机械驱动扫描方式获取二维图像数据;

[0060] 判断扫描类型,如果为扇形扫描,则采用扇扫处理算法对二维图像数据进行处理生成规则体数据场;

[0061] 利用上述规则体数据场通过基于空间体绘制的光线投射算法进行三维图像的显示。

[0062] 本发明使用机械驱动扫描方式来获取二维图像数据,并且针对不同的扫描方式采用了不同的处理方式来获得三维重建图像。机械驱动扫描方式是将探头固定在机械装置上,通过计算机控制电动马达带动探头做某种拟定形式的运动,常见的分为扇形扫描、旋转扫描和平行扫描三种,如图 1 所示。

[0063] 所述扇形扫描处理算法的处理步骤为:

[0064] 1) 感兴趣区 (ROI) 的提取:对于通过扇形扫描方式获取的原始二维图像数据进行感兴趣区提取,剔除不需要的数据信息,得到感兴趣区数据;

[0065] 对于采集的原始二维图像数据,其包含的信息比三维重建所需的信息多。为减少插值和重建的计算量,将包含超声信号的具有临床应用价值的区域,即 ROI 区域提取出来,在本实施例中,通过获得扫描时设置的 ROI 的大小,可以对原始的二维图像数据的有效区域进行筛选,剔除不需要的数据信息,可以减少一定的数据量,可以提高后续的处理速度。

[0066] 2) 计算规则体数据场的大小:根据感兴趣区数据及原始二维图像数据中的扫描角度,确定超声探头所在位置,以超声探头所在位置为极坐标的原点,通过以下公式计算规则体数据场的大小,得到规则体数据场的长、宽、高。

[0067]  $Depth = 2R_2 \sin \theta$

[0068]  $Height = R_2 - R_1 \cos \theta$

[0069] 其中,Depth 为规则体数据场 Z 方向的深度值,Height 为规则体数据场 Y 方向的高度值, $\theta$  为二维图像数据中扫描角度的半角, $R_1$  为极坐标原点到感兴趣区数据场近端的半径长度, $R_2$  为极坐标原点到感兴趣区数据场远端的半径长度。

[0070] 针对超声探头扫描的特点,将二维原始扇形图像的两边按反方向延伸,汇聚到一点,规定这点是超声探头所在位置,将其看成极坐标的原点,则可以将二维超声图像看成是具有不同发射角度的极坐标图像。

[0071] 针对扇形扫描方式,其生成的规则体数据场的宽度 (Width) 即为原始二维图像数据的宽度 (Width),规则体数据场的高度 (Height) 和深度 (Depth),即 Y 方向和 Z 方向的计

算方法如图 3 所示:其中 R1 为极坐标原点到感兴趣区数据场近端的半径长度(红色线段所示),R2 为极坐标原点到感兴趣区数据场远端的半径长度,点 O 为极坐标原点。

[0072] 3) 改进坐标转换和插值算法:将坐标变换和插值修补融合成为一个步骤,即在规则体数据场中分别对每一个像素点转换成极坐标形式,求出该点对应的极坐标的半径和角度值;根据扇扫方式的特点和角度值确定当前的像素点在规则体数据场中对应到相应的原始图像上,或者是在规则体数据场中介于哪两幅原始图像之间;根据计算规则体数据场的大小步骤中得到的规则体数据场的长、宽、高以及扫描的角度值,将像素点分为三类分别进行处理,得到当前像素点的四个最近邻点再进行双线性插值计算,得到当前像素点的灰度值。

[0073] 传统的超声体数据场三维重建分为坐标变换和插值修补两个相关联的步骤:

[0074] 坐标变换如图 5 所示,根据每幅二维超声(US)图像的位置信息(扫描角度+扫描方向),通过坐标变换,将这些图像依次放入步骤 2) 计算得到的三维体数据场空间中,构建三维数据场。

[0075] 插值修补如图 6 所示,用规则笛卡儿网格对上述数据场进行重采样,在极坐标下进行扇形插值计算,得到规则笛卡儿数据场。

[0076] 传统方法采用上述的处理方式需要经过坐标变换和插值修补两个过程,这将大大增加预处理速度,而在传统的插值修补过程中存在两个缺点:一是进行插值修补的前提是先将原始图像数据变换到三维规则体数据场中(采用最近邻原则等处理方式),然后在规则体数据场中进行欠采样点和过采样点处理,经过两次的近似取值会严重影响三维图像质量,同时会使三维图像产生黑带现象;二是经过两次操作,使得预处理的时间大大增加,影响了该算法的实用性。而本发明提出的改进算法能够很好的解决这两个问题。

[0077] 本发明提出的算法核心思想(针对扇形扫描,旋转扫描类似)是:将坐标变换和插值修补融合成为一个步骤,即将两步操作在一次处理中全部完成,这样可以在不影响成像质量的前提下大大减少预处理时间。具体的做法是,首先明确每幅原始二维图像在三维规则体数据场中所处的位置以及极坐标和空间坐标的对应方式。然后在规则体数据场中分别对每一个像素点进行处理,先从数据场中取出一个像素点,将其转换成极坐标形式,求出该点对应的极坐标的半径和角度值,根据扇扫方式的特点和角度值可以确定当前的像素点在规则体数据场中对应到哪幅原始图像上,或者是在规则体数据场中介于哪两幅原始图像之间;然后根据 2) 步骤中计算规则体数据场大小时应用的参数,可以将像素点分为 A、B、C 三类:如图 7 所示,A 类为处于有效空间外的点,B 类为处于原始二维图像上的点,C 类为处于有效区域内的点,处于两幅相邻的原始二维图像之间。

[0078] A 类像素点是有效区域外的点,直接将其归为背景色,不进行插值计算;B 类像素点是有效区域内的点,同时是处于某幅原始二维图像上的点,根据该像素点对应的极坐标下半径的长度可以换算出它在原始二维图像上的位置,然后采用最近邻插值算法即可满足精度要求;如图 8 所示,C 类像素点是有效区域的点,同时是处于某相邻两幅原始二维图像之间的点,根据该像素点 P 对应的半径值取整可以得到该像素点的近极坐标原点的半径值为  $OA_1$  的长度(或  $OB_1$  的长度),由于在原始二维图像上沿半径方向的增量步长为 1,所以远极坐标原点的半径值  $OA_2$  的长度(或  $OB_2$  的长度)等于  $OA_1$  的长度 + 1;而根据像素点 P 在极坐标下对应的角度值  $\alpha$  可以得到第 n 幅原始二维超声图像在极坐标下的角度值,(第 n-1

幅原始二维超声图像处于水平方向,设其极坐标下的角度值为 $0$ 度),设为 $\beta$ ;这样在第 $n$ 幅和第 $n-1$ 幅原始二维超声图像上可以根据 $OA_1$ 和 $OA_2$ 的值(或 $OB_1$ 和 $OB_2$ 的值)得到 $A_1$ , $A_2$ , $B_1$ , $B_2$ 四个最近邻的像素点,由于在坐标转换的过程中,每两幅原始二维图像在规则体数据场中的间隔角度是固定的,因此以这四个点做双线性插值,即可得到该像素点的灰度值。

[0079] 如果按照传统的先坐标变换后插值修补的过程,那么在进行插值的过程中,是在规则体数据场空间进行最近邻点的选取,这样会造成选取的最近邻点是欠采样点或过采样点,通过这种方式计算出来的结果往往不够精确;而采用本发明选取四最近邻点的方法与传统方法相比较,其优势在于:可以提高处理速度,不会出现欠采样点和过采样点,同时双线性插值算法也能够满足精度要求;虽然插值算法有很多中,例如,最近邻方法,距离加权方法,基于径向基函数方法等,这些算法或者精度不够,或者算法复杂,预处理时间长,不能满足临床需求。而本发明使用的双线性插值算法,在保证图像质量的前提下,能够提高预处理算法速度,通过实验测试,对于 $340 \times 260 \times 62$ 大小的原始图像数据,预处理速度为 $460\text{ms}$ 。

[0080] 4) 滤波处理:对整个数据场像素点的灰度值进行滤波,得到去噪后的规则体数据场,通过光线投射算法进行三维图像的显示。

[0081] 进行双线性插值修补之后,会引入一定的斑点噪声,需要进行一次平滑滤波来去处噪声,滤波算法可以选用简单的中值滤波算法,高斯滤波算法等,同时考虑到不影响重建速度,本发明使用了IPP高斯滤波算法进行去噪声处理。

[0082] 5) 得到规则体数据场后,根据得到的扫描部位的信息,设置三维显示协议,即可使用光线投射算法进行三维图像的显示。本发明采用预设协议的方法能够针对不同的扫描器官,使用具有针对性的显示协议来获得更具真实感的三维图像。

[0083] 得到规则体数据场后即可进行三维图像的显示,三维可视化的算法主要分为面绘制算法和体绘制算法。面绘制算法是利用计算机图像学的方法构造出断层轮廓表面;而体绘制算法是直接对规则体数据进行显示而不用构造中间面。

[0084] 如图9所示,本发明使用的是基于空间体绘制的光线投射算法,核心思想是:它从图像空间的每一点像素出发,按观察者视线方向发射一条射线,这条射线穿过三维数据场,沿着这条射线选择 $K$ 个等距的采样点,并由距离某一采样点最近的8个数据点的颜色值和不透明度值做三次线性插值,求出该采样点的不透明度值和颜色值,再将每条射线上各采样点的颜色值和不透明度值由射线发出的方向或射线发出的相反方向加以合成,即可得到发出该射线的像素点处的颜色值,从而可在屏幕上得到最终的三维重建图像,如图11所示,为胎儿原始二维图像经过本发明方法处理后生成的三维重建图像。

[0085] 如图10所示,光线投射算法假定三维空间数据分布在均匀网格或规则网格的网格点上;流程中的数据预处理包括断层间插值及图像滤波等功能;接着进行数据值分类,其目的是根据数据值的不同,正确地将其分为若干类,并给每类数据赋予不同的颜色值 $C(i, j, k)$ 和不透明度值 $\alpha(i, j, k)$ ,以正确地表示多种人体组织的不同分布或单一人体组织的不同属性;然后根据上述颜色值 $C(i, j, k)$ 和不透明度值 $\alpha(i, j, k)$ 分别对数据值点进行重采样,即从屏幕上的每一个像素点根据设定的观察方向发出一条光线,这条光线穿过三维数据场,沿着这条光线选择 $K$ 个等距的采样点,并由距离某一采样点最近的8个数据点的颜色值作光照效应计算和三次线性插值计算,求出该采样点的颜色值 $C(u, v, w)$ ;由距

离某一采样点最近的 8 个数据点的不透明度值作三次线性插值, 求出该采样点的不透明度值  $\alpha(u, v, w)$ ; 最后根据每个采样点的颜色值  $C(u, v, w)$  及不透明度值  $\alpha(u, v, w)$  合成三维图像。

[0086] 实施例 2

[0087] 与实施例 1 的不同之处在于: 判断扫描类型如果为旋转扫描, 则采用旋转扫描处理算法对二维图像数据进行处理生成规则体数据场, 其步骤包括感兴趣区的提取、计算规则体数据场的大小、改进坐标转换和插值算法以及滤波处理, 其中计算规则体数据场的大小与扇形扫描方式不同, 具体为:

[0088] 如图 4 所示, 规定规则体数据场的宽度即为感兴趣区数据的宽度, 规则体数据场的高度和深度均为感兴趣区数据的高度的 2 倍。

[0089] 实施例 3

[0090] 与实施例 1 或 2 的不同之处在于: 判断扫描类型如果为平行扫描, 则采用平行扫描处理算法对二维图像数据进行处理生成规则体数据场, 其步骤包括: 感兴趣区的提取、计算规则体数据场的大小、二维图像中的像素点数据到三维体数据的转换以及滤波处理, 其中计算规则体数据场的大小与扇形扫描和旋转扫描方式均不同, 具体为: 规定感兴趣区数据的宽和高即为规则体数据场的宽和高, 根据平扫的扫描长度和扫描时间的比值作为规则体数据场的深度, 即 Z 方向的长度;

[0091] 如图 12 所示, 将感兴趣区数据以宽度方向为 X 方向, 高度方向为 Y 方向, 扫描顺序为 Z 方向依次放入到规则体数据场中。

[0092] 二维图像中的像素点数据到三维体数据的转换是根据生成的规则体数据场的大小, 将二维原始图像按照采集顺序依次放入到规则体数据场中, 即按照点对点方式一一插入到规则体数据场中;

[0093] 如图 12 所示, XOY 平面大小为感兴趣区数据大小, 则每幅原始二维超声图像上感兴趣区内的每个象素点与规则体数据场上的体元点一一对应, 既可按点对点方式赋值给规则体数据场的体元点。

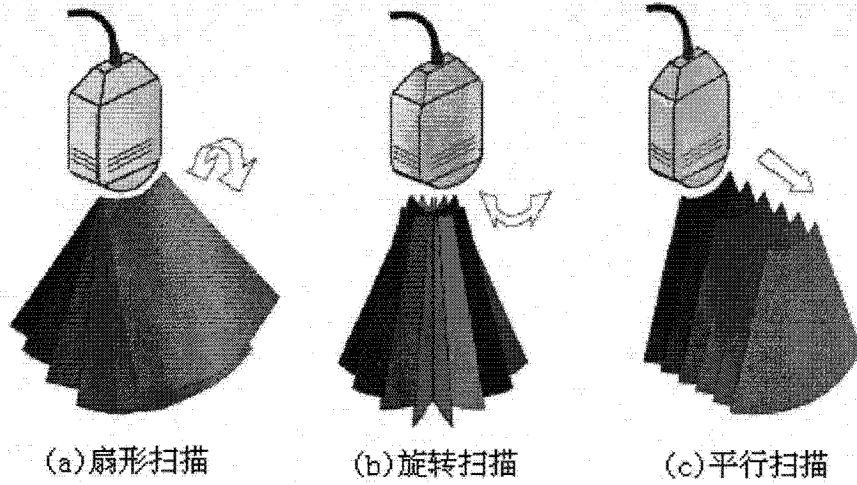


图 1

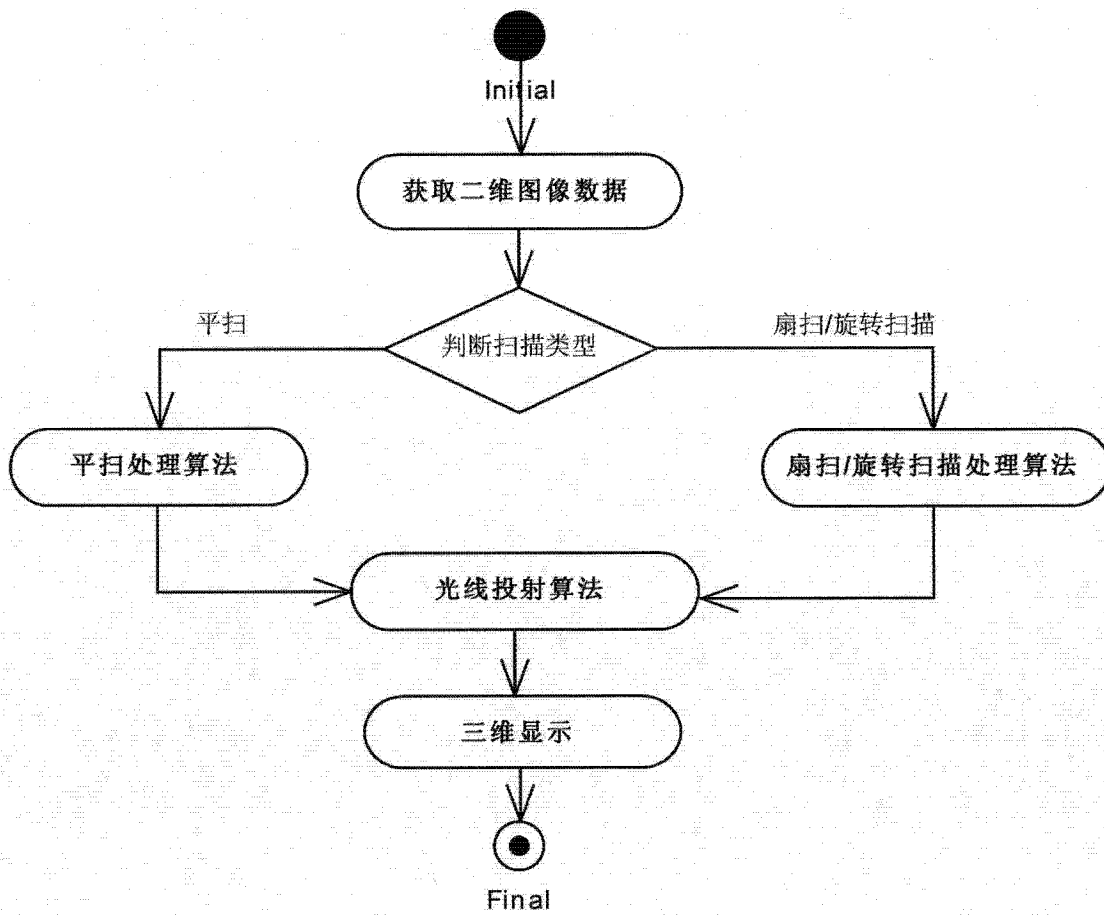


图 2

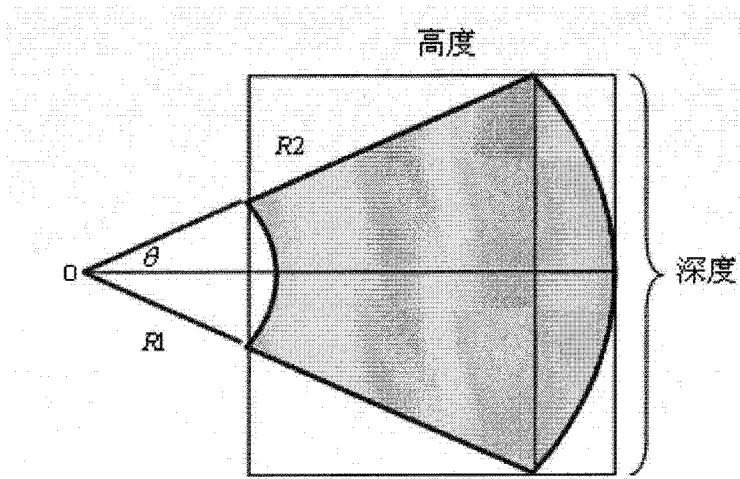


图 3

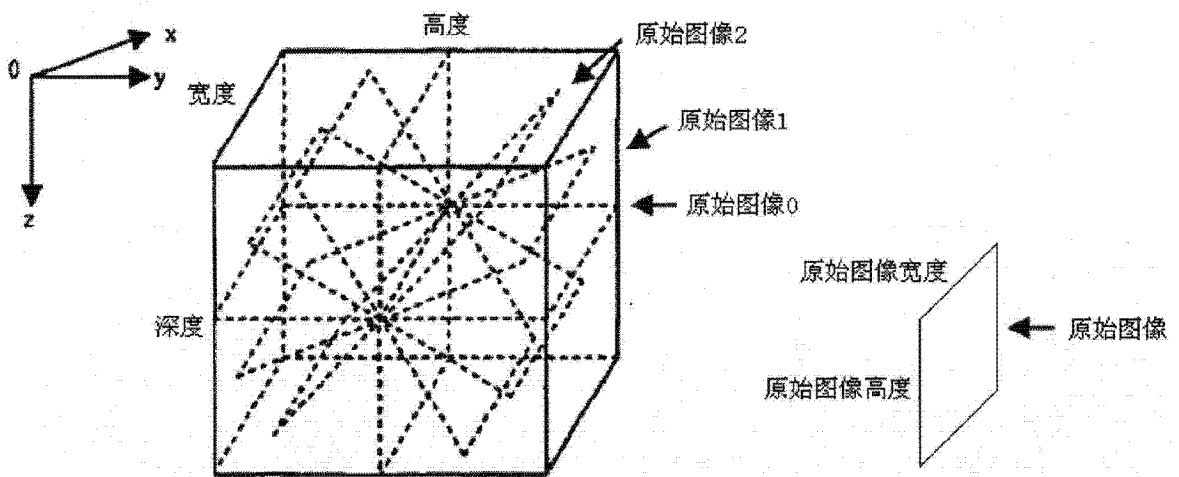


图 4

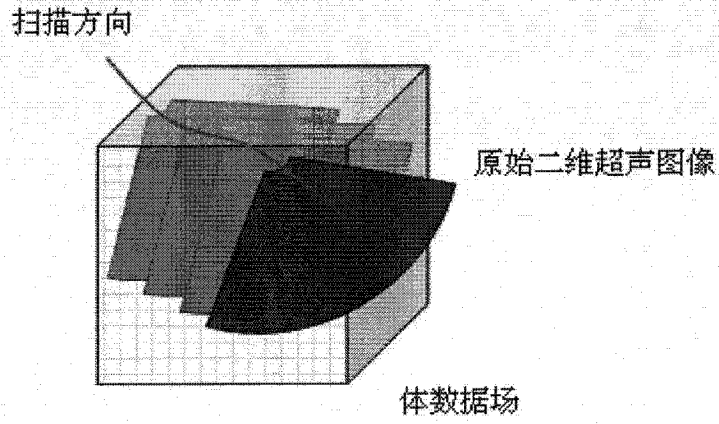


图 5

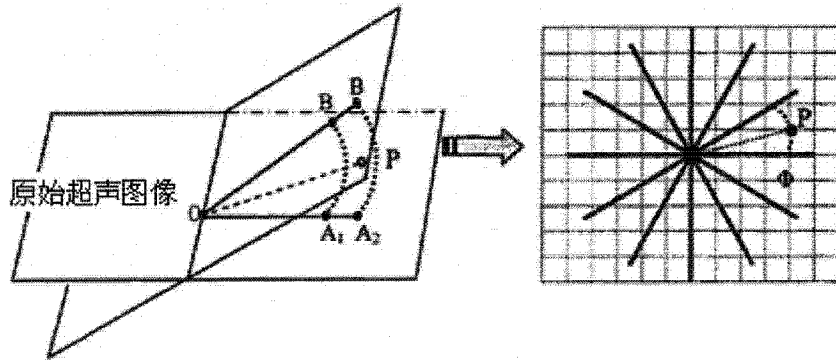


图 6

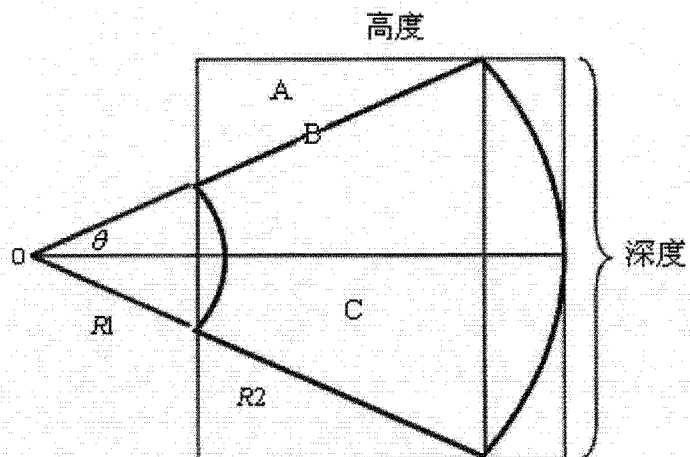


图 7

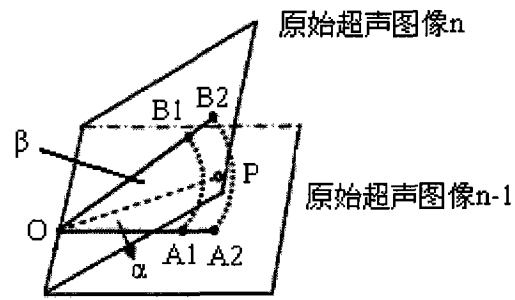


图 8

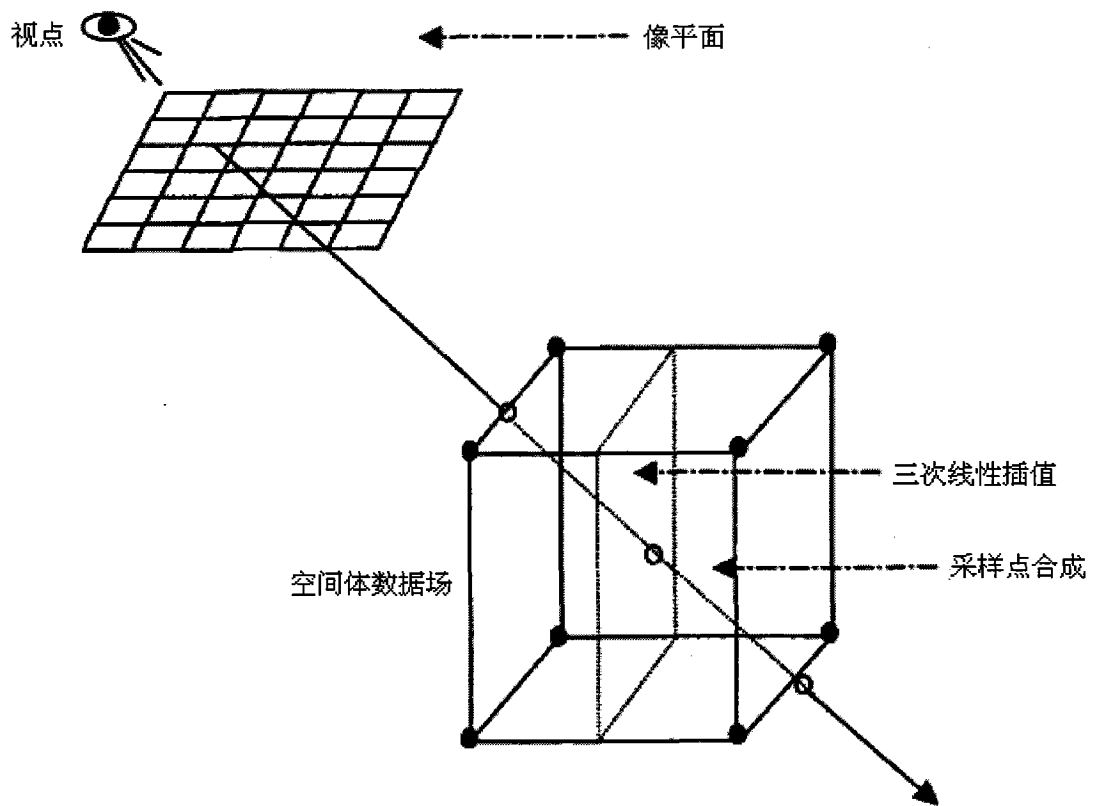


图 9

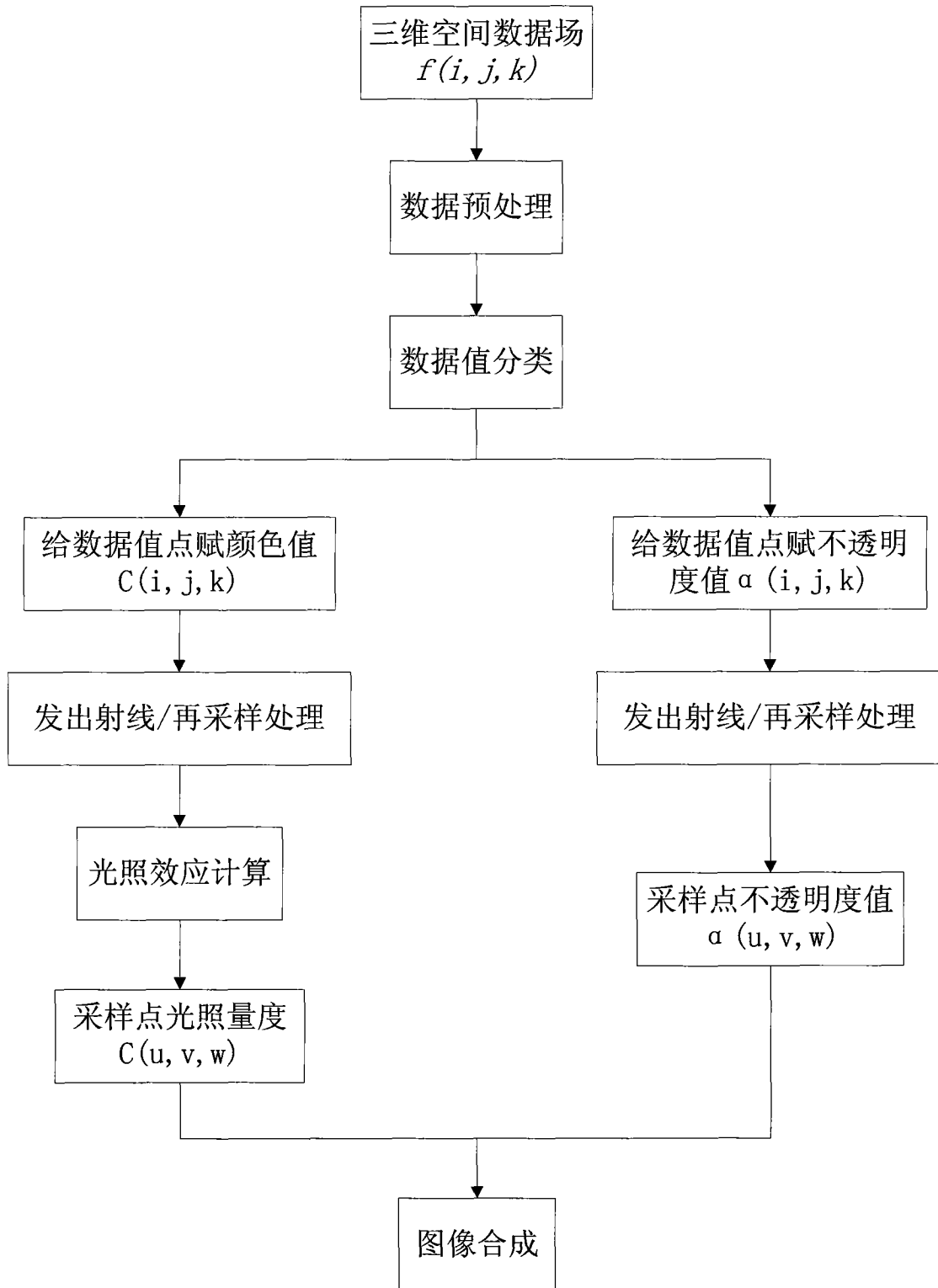


图 10



图 11

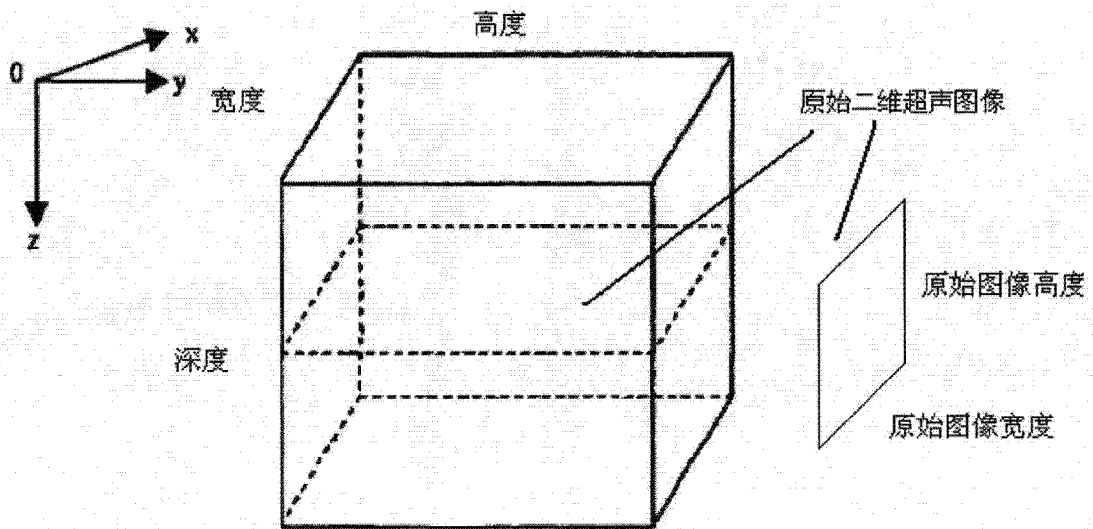


图 12

专利名称(译)	一种二维超声图像的三维重建方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102106741B</a>	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	CN200910248769.4	申请日	2009-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	东软飞利浦医疗设备系统有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	东软飞利浦医疗设备系统有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	东软飞利浦医疗设备系统有限责任公司		
[标]发明人	朱力军 赵建		
发明人	朱力军 赵建		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/00 G06T15/00		
代理人(译)	李晓光		
其他公开文献	CN102106741A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种二维超声图像的三维重建方法，包括以下步骤：通过机械驱动扫描方式获取二维图像数据；判断扫描类型，如果为扇形扫描或旋转扫描，则采用扇扫/旋转扫描处理算法对二维图像数据进行处理生成规则体数据场；利用上述规则体数据场通过光线投射算法进行三维图像的显示；所述扇形扫描处理算法的处理步骤为：感兴趣区的提取；剔除不需要的数据信息；计算规则体数据场的大小，得到规则体数据场的长、宽、高；改进坐标转换和插值算法，得到当前像素点的灰度值；滤波处理。本发明针对不同的扫描方式获取的超声二维图像数据分别进行三维重建，对不同扫描方式的超声图像进行三维重建，重建图像清晰、真实感强、成像速度快等优点。

