



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103761767 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 30

(21) 申请号 201410004900. 3

(22) 申请日 2014. 01. 02

(71) 申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路
381 号

(72) 发明人 黄庆华

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 蔡茂略

(51) Int. Cl.

G06T 17/00 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法, (1) 对二维图像进行稀疏性评价, 将不满足稀疏性评价的进行降采样; (2) 设置 Bezier 插值控制窗口, 将控制窗口初始化到第一至第四帧二维图像中; (3) 获取当前控制窗口中 Bezier 插值的插值控制点; (4) 将各组插值控制点的坐标转换到世界坐标系中; (5) 将各组插值控制点的体素值代入到 Bezier 插值公式, 得出每组插值控制点中各插值控制点之间的待插值点体素值; (6) 判断当前控制窗口是否包括最后一帧的二维图像; 若否, 将控制窗口往后移动两帧, 执行 (3); 若是, 则停止移动, 进入 (7); (7) 获取所有待插值点的体素值。本发明方法提高三维图像重建的速度。



1. 一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 首先读取采集到的二维超声图像序列及其位置信息,然后对二维超声图像序列进行稀疏性评价,将不满足稀疏性评价的二维图像序列以采样率 S 进行降采样处理,得到新的二维图像序列;

(2) 设置 Bezier 插值的控制窗口,将控制窗口初始化到第一帧二维超声图像至第四帧二维超声图像中;

(3) 获取当前控制窗口中 Bezier 插值的插值控制点,从当前控制窗口第一帧二维超声图像的每个像素点沿着扫描方向发射一条射线,射线将穿过当前控制窗口中其他三帧二维超声图像,将每个发射点及每个发射点射线分别穿过其他三帧二维超声图像的交点设置为插值控制点;其中将每个发射点定义为第一插值控制点,将发射点射线与当前控制窗口中第二帧、第三帧和第四帧二维超声图像的交点分别定义为第二插值控制点、第三插值控制点和第四插值控制点;遍历当前控制窗口第一帧二维超声图像的所有像素点,得到当前控制窗口中的各组插值控制点;

(4) 将当前控制窗口中各组插值控制点的坐标通过坐标转换矩阵转换到世界坐标系中,得到各组插值控制点在世界坐标系下对应的插值控制点及其坐标;

(5) 将世界坐标系下的各组插值控制点的体素值代入到下述 Bezier 插值公式中,遍历当前控制窗口第一帧二维超声图像的所有像素点之后,根据当前控制窗口中每组插值控制点中各插值控制点的体素值,得出每组插值控制点中在插值控制点所在射线上各插值控制点之间的待插值点体素值 $V(t)$;

$$V(t) = V_1(1-t)^3 + 3V_2t(1-t)^2 + 3V_3t^2(1-t) + V_4t^3, t \in [0, 1];$$

其中 V_1 、 V_2 、 V_3 和 V_4 表示每组插值控制点中第一插值控制点、第二插值控制点、第三插值控制点和第四插值控制点在世界坐标系的体素值; t 是当前待插值点与第一个插值控制点的归一化距离;

(6) 判断当前控制窗口是否包括最后一帧的二维超声图像;

若否,则每次得出当前控制窗口中所有待插值点的体素值后,将控制窗口往后移动两帧二维图像,然后继续执行步骤(3);

若是,则停止移动控制窗口,进入步骤(7);

(7) 通过上述步骤获取所有控制窗口中所有待插值点的体素值,即重建出三维空间中位于各控制窗口第一帧图像到第四帧图像之间的体数据值,得到最终三维超声图像。

2. 根据权利要求 1 所述的基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,所述当前控制窗口中插值控制点的组数和当前控制窗口中第一帧二维超声图像的像素点个数相同。

3. 根据权利要求 1 所述的基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,所述步骤(1)中读取采用自由臂超声探头扫描系统采集到的二维超声图像序列,即二维超声图像序列采用自由臂扫描方式扫描得到;其中超声探头扫描系统探头的定位方式为电磁定位。

4. 根据权利要求 3 所述的基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,所述步骤(4)中各组插值控制点通过坐标转换矩阵转换到世界坐标系中的转换公式如下:

$${}^cX = {}^cT_p {}^pX;$$

其中^pX表示各组插值控制点在二维超声图像序列平面坐标系下的坐标；^cT_p为坐标转换矩阵；X表示各组插值控制点在世界坐标系中的坐标。

5. 根据权利要求4所述的基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,所述转换矩阵^cT_p为:

$${}^cT_p = {}^cT_T {}^T T_R {}^R T_p;$$

其中^RT_p表示从二维超声图像序列平面坐标系到位置传感器坐标系的坐标转换矩阵；^TT_R表示从位置传感器坐标系到电磁发射坐标系的坐标转换矩阵；^cT_T表示从电磁发射坐标系到世界坐标系的坐标转换矩阵。

6. 根据权利要求5所述的基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,所述四个坐标转换矩阵^cT_p、^RT_p、^TT_R和^cT_T均具有下述形式:

$${}^J T_I(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} \cos\alpha\cos\beta & \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma - \sin\alpha\cos\gamma & \cos\alpha\sin\beta\cos\gamma + \sin\alpha\sin\gamma & x \\ \sin\alpha\cos\beta & \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma + \cos\alpha\cos\gamma & \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma - \cos\alpha\sin\gamma & y \\ -\sin\beta & \cos\beta\sin\gamma & \cos\beta\cos\gamma & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

其中 α , β , γ , x , y 和 z 分别表示坐标系I和J在三维空间中的相对关系,即表示坐标系I的三个坐标轴X、Y和Z分别旋转 γ , β , α 角度,然后分别平移 x , y 和 z 距离便与J坐标系重合。

7. 根据权利要求1所述的基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,所述步骤(5)当前待插值点与第一个插值控制点的归一化距离 t 为:

$$t = (Z - Z_1) / (Z_4 - Z_1);$$

其中 Z 、 Z_1 和 Z_4 分别表示当前待插值点、第一插值控制点和第四插值控制点在世界坐标系中与插值控制点所在射线平行的这条坐标轴上的坐标。

8. 根据权利要求1所述的基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,其特征在于,所述步骤(1)中降采样处理的采样率 S 为9帧,即每10帧二维超声图像中取一帧。

一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种三维超声图像的重建方法,特别涉及一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法。

背景技术

[0002] 三维超声成像技术为医生提供了更具有真实感的人体内部空间三维器官和组织的图像,既可以实现虚拟内窥,还能够实现准确的空间定位等其他二维超声成像所不能提供的独特功能,与二维超声相比,三维超声具有图像显示直观、诊断参数准确、便于测量等优点,因此,对三维超声图像数据重建的研究具有很大的现实意义。目前,三维超声图像重建是通过把视线得到的二维图像序列按照它们正确的位置和方向放到三维体中,这个三维体一般是一个笛卡尔直角坐标系下规则网络化的三维空间,然后用二维图像中的像素灰度值去确定每个网格体元的灰度值。

[0003] 三维超声成像主要分两步完成:(1)图像采集,通过探头移动扫描得到原始二维超声图像序列以及由位置传感器得到每一帧二维图像的位置和方向信息;(2)三维重建,使用重建算法将二维超声图像序列重建成三维图像。其中三维超声成像图像的采集方式有多种,比如机械式定位扫描系统和Freehand(自由臂)扫描系统。在图像采集之后,需要使用一些重建算法计算三维体数据值,目前存在比较经典的3种重建方法是:体素最近邻域(VNN)插值、像素最近邻域(PNN)插值和距离加权(DW)插值。体素最近邻插值算法是把每一个体素邻域中最近像素点的值赋给当前体素点,此方法能够避免重建体素阵列的空隙问题,但体素阵列的切片中可能会观察到重建伪影。像素最近邻插值算法分为两步,第一步像素点映射,遍历二维图像序列中的每一个像素点,计算像素点在重建体积坐标系中的位置,把像素点值赋给对应体素点;第二步空隙填充,对重建体素阵列中的没有被映射到的空体素点由邻域体素点插值得到。而距离加权插值算法中每一个体素值是邻域体素的距离加权平均值,此方法使用非线性插值方法使得重建耗时较长。在这几种经典插值方法的基础上,有人也提出了一些改进算法,比如平方距离加权(SDW)插值算法、中值滤波(MF)插值算法等。但这些算法需要对原始二维超声图像中的像素点进行处理,如果原始图像数据量很大,计算耗时会非常大。基于一般意义上的商用医学超声系统中,三维成像难以做到实时,影响了临床诊断效果。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,该方法降低三维重建需要处理的数据量,并采用简单快速的重建算法提高三维超声图像重建的速度。

[0005] 本发明的目的通过下述技术方案实现:一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,包括以下步骤:

[0006] (1)首先读取采集到的二维超声图像序列及其位置信息,然后对二维超声图像序

列进行稀疏性评价,将不满足稀疏性评价的二维图像序列以采样率 S 进行降采样处理,得到新的二维图像序列;

[0007] (2) 设置 Bezier 插值的控制窗口,将控制窗口初始化到第一帧二维超声图像至第四帧二维超声图像中;

[0008] (3) 获取当前控制窗口中 Bezier 插值的插值控制点,从当前控制窗口第一帧二维超声图像的每个像素点沿着扫描方向发射一条射线,射线将穿过当前控制窗口中其他三帧二维超声图像,将每个发射点及每个发射点射线分别穿过其他三帧二维超声图像的交点设置为第一组插值控制点;其中将每个发射点定义为第一插值控制点,将发射点射线与当前控制窗口中第二帧、第三帧和第四帧二维超声图像的交点分别定义为第二插值控制点、第三插值控制点和第四插值控制点;遍历当前控制窗口第一帧二维超声图像的所有像素点,得到当前控制窗口中的各组插值控制点;

[0009] (4) 将当前控制窗口中各组插值控制点的坐标通过坐标转换矩阵转换到世界坐标系中,得到各组插值控制点在世界坐标系下对应的插值控制点及其坐标;

[0010] (5) 将世界坐标系下的各组插值控制点的体素值代入到下述 Bezier 插值公式中,遍历当前控制窗口第一帧二维超声图像的所有像素点之后,根据当前控制窗口中每组插值控制点中各插值控制点的体素值,得出每组插值控制点中在插值控制点所在射线上各插值控制点之间的待插值点体素值 $V(t)$;

[0011] $V(t) = V_1(1-t)^3 + 3V_2t(1-t)^2 + 3V_3t^2(1-t) + V_4t^3, t \in [0, 1]$;

[0012] 其中 V_1 、 V_2 、 V_3 和 V_4 表示每组插值控制点中第一插值控制点、第二插值控制点、第三插值控制点和第四插值控制点在世界坐标系的体素值; t 是当前待插值点与第一个插值控制点的归一化距离;

[0013] (6) 判断当前控制窗口是否包括最后一帧的二维超声图像;

[0014] 若否,则每次得出当前控制窗口中所有待插值点的体素值后,将控制窗口往后移动两帧二维图像,然后继续执行步骤(3);

[0015] 若是,则停止移动控制窗口,进入步骤(7);

[0016] (7) 通过上述步骤获取所有控制窗口中所有待插值点的体素值,即重建出三维空间中位于各控制窗口第一帧图像到第四帧图像之间的体数据值,得到最终三维超声图像。

[0017] 优选的,所述当前控制窗口中插值控制点的组数和当前控制窗口中第一帧二维超声图像的像素点个数相同。

[0018] 优选的,所述步骤(1)中读取采用自由臂超声探头扫描系统采集到的二维超声图像序列,即二维超声图像序列采用自由臂扫描方式扫描得到;其中超声探头扫描系统探头的定位方式为电磁定位。

[0019] 更进一步的,所述步骤(4)中各组插值控制点通过坐标转换矩阵转换到世界坐标系中的转换公式如下:

[0020] ${}^cX = {}^cT_p {}^pX$;

[0021] 其中 pX 表示各组插值控制点在二维超声图像序列平面坐标系下的坐标; cT_p 为坐标转换矩阵; cX 表示各组插值控制点在世界坐标系中的坐标。

[0022] 更进一步的,所述转换矩阵 cT_p 为:

[0023] ${}^cT_p = {}^cT_I {}^IT_R {}^RT_p$;

[0024] 其中 ${}^R T_p$ 表示从二维超声图像序列平面坐标系到位置传感器坐标系的坐标转换矩阵； ${}^T T_R$ 表示从位置传感器坐标系到电磁发射坐标系的坐标转换矩阵； ${}^C T_T$ 表示从电磁发射坐标系到世界坐标系的坐标转换矩阵。

[0025] 更进一步的,所述四个坐标转换矩阵 ${}^C T_p$ 、 ${}^R T_p$ 、 ${}^T T_R$ 和 ${}^C T_T$ 均具有下述形式:

$$[0026] \quad {}^J T_I(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} \cos\alpha\cos\beta & \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma - \sin\alpha\cos\gamma & \cos\alpha\sin\beta\cos\gamma + \sin\alpha\sin\gamma & x \\ \sin\alpha\cos\beta & \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma + \cos\alpha\cos\gamma & \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma - \cos\alpha\sin\gamma & y \\ -\sin\beta & \cos\beta\sin\gamma & \cos\beta\cos\gamma & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0027] 其中 α , β , γ , x , y 和 z 分别表示坐标系 I 和 J 在三维空间中的相对关系,即表示坐标系 I 的三个坐标轴 X、Y 和 Z 分别旋转 γ , β , α 角度,然后分别平移 x , y 和 z 距离便与 J 坐标系重合。

[0028] 优选的,所述步骤(5)当前待插值点与第一个插值控制点的归一化距离 t 为:

$$[0029] \quad t = (Z - Z_1) / (Z_4 - Z_1);$$

[0030] 其中 Z 、 Z_1 和 Z_4 分别表示当前待插值点、第一插值控制点和第四插值控制点在世界坐标系中与插值控制点所在射线平行的这条坐标轴上的坐标。

[0031] 优选的,所述步骤(1)中降采样处理的采样率 S 为 9 帧,即每 10 帧二维超声图像中取一帧。

[0032] 本发明相对于现有技术具有如下的优点及效果:

[0033] (1) 本发明方法首先对采集到的二维超声图像序列进行稀疏性评价,将不满足稀疏性评价的二维图像序列进行降采样处理,因此最终针对稀疏的二维超声图像序列数据进行三维重建,减小了三维重建所需要处理的数据量;另外本发明方法采用简单快速的 Bezier 插值方法对稀疏的二维超声图像序列数据进行三维重建,在减小计算量的同时降低了重建算法的复杂度,大大提高了三维重建速度。因此通过本发明方法能够实时的得到三维超声图像,给临床应用带来更大的方便。

[0034] (2) 在二维超声图像序列的稀疏性达到一定程度时,使用本发明方法重建得到的三维超声图像的质量比 DW (距离加权插值算法) 要高,由于距离加权算法中体素值是基于邻域像素点计算得到,当稀疏性很高时,大部分体素的邻域像素点是没有灰度值的,计算误差较大;而本发明方法是基于最近几帧二维超声图像中几个插值控制点的灰度值计算三维超声图像的体素值,相比于 DW 算法计算误差更小。这种特性可以应用在一些快速扫描目标对象而采集到的二维超声图像序列稀疏性较高的场景中。

附图说明

[0035] 图 1 是本发明三维超声图像快速重建方法的流程图。

[0036] 图 2 是数据集 DA 在胎儿体模上采集到的二维超声图像。

[0037] 图 3 是数据集 DB 在胎儿体模上采集到的二维超声图像。

[0038] 图 4 是数据集 DA 降采样后使用 DW 重建算法得到的三维超声图像结果。

[0039] 图 5 是数据集 DA 降采样后使用本发明三维超声图像重建方法得到的三维超声图像结果。

具体实施方式

[0040] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

[0041] 实施例

[0042] 如图 1 所示,本实施例公开了一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法,在本实施例中首先使用自由臂超声探头扫描系统采集二维超声图像系列,以及采用位置传感器获取到二维超声图像系列的位置信息,具体重建方法包括以下步骤:

[0043] (1) 首先读取使用自由臂超声探头扫描系统采集到的二维超声图像序列以及通过位置传感器获取二维超声图像序列的位置信息,然后对二维超声图像序列进行稀疏性评价,将不满足稀疏性评价的二维图像序列进行降采样处理,其中降采样处理的采样率 $S=9$ 帧,即每 10 帧二维超声图像中取一帧;从而得到新的二维图像序列;其中超声探头扫描系统探头的定位方式为电磁定位。本实施例从计算机内存中实时读取正在采集的二维超声图像序列,当然本实施例也可以从磁盘中读取已经保存好的二维超声图像序列。

[0044] (2) 设置 Bezier 插值的控制窗口,将控制窗口初始化到第一帧至第四帧二维超声图像中;

[0045] (3) 获取当前控制窗口中 Bezier 插值的插值控制点,从当前控制窗口第一帧二维超声图像的每个像素点沿着扫描方向发射一条射线,射线将穿过当前控制窗口中其他三帧二维超声图像,将每个发射点 P_1 及每个发射点射线分别穿过其他三帧二维超声图像的交点 P_2 、 P_3 和 P_4 设置为的一组插值控制点;其中将发射点 P_1 定义为第一插值控制点,将发射点射线与当前控制窗口中第二帧、第三帧和第四帧二维超声图像的交点 P_2 、 P_3 和 P_4 分别定义为第二插值控制点、第三插值控制点和第四插值控制点;遍历当前控制窗口第一帧二维超声图像的所有像素点,得到当前控制窗口中的各组插值控制点;其中当前控制窗口中插值控制点的组数和当前控制窗口中第一帧二维超声图像的像素点个数相同。

[0046] (4) 将当前控制窗口中各组插值控制点在二维超声图像序列中的坐标通过坐标转换矩阵转换到世界坐标系中,得到各组插值控制点在世界坐标系下对应的插值控制点及其坐标;具体转换公式为:

[0047] ${}^cX = {}^cT_p {}^pX$;

[0048] 其中 pX 表示各组插值控制点在二维超声图像序列平面坐标系下的坐标; cT_p 为坐标转换矩阵; cX 表示各组插值控制点在世界坐标系中的坐标。

[0049] 本实施例中转换矩阵 cT_p 为:

[0050] ${}^cT_p = {}^cT_I {}^IT_R {}^RT_p$;

[0051] 其中 RT_p 表示从二维超声图像序列平面坐标系到位置传感器坐标系的坐标转换矩阵; IT_R 表示从位置传感器坐标系到电磁发射坐标系的坐标转换矩阵; cT_I 表示从电磁发射坐标系到世界坐标系的坐标转换矩阵。

[0052] (5) 将世界坐标系下的各组插值控制点的体素值代入到下述 Bezier 插值公式中,遍历当前控制窗口第一帧二维超声图像的所有像素点之后,根据当前控制窗口中每组插值控制点中各插值控制点的体素值,得出每组插值控制点中在插值控制点所在射线上各插值控制点之间的待插值点体素值 $V(t)$;

[0053] $V(t) = V_1(1-t)^3 + 3V_2t(1-t)^2 + 3V_3t^2(1-t) + V_4t^3, t \in [0, 1]$;

[0054] 其中 V_1 、 V_2 、 V_3 和 V_4 表示每组插值控制点中第一插值控制点、第二插值控制点、第三插值控制点和第四插值控制点在世界坐标系的体素值；

[0055] $t = (Z - Z_1) / (Z_4 - Z_1)$ 是当前待插值点与第一个插值控制点的归一化距离；其中 Z 、 Z_1 和 Z_4 分别表示当前待插值点、第一插值控制点和第四插值控制点在世界坐标系中与插值控制点所在射线平行的这条坐标轴上的坐标。 t 的分母是第一插值控制点到第四插值控制点的距离，对于同一组插值控制点来说，分母是定值，随着待插值点在插值控制点所在射线方向上的位置不同， t 的值也不同，当待插值点离第一个控制点较近时， t 较小，第一插值控制点的体素值 V_1 的权值较大，因此此时第一插值控制点对待插值点的体素值影响较大。如果待插值点与第四插值控制点较近， t 的值变大，因此此时第四插值控制点对待插值点的体素值影响较大。

[0056] (6) 判断当前控制窗口是否包括最后一帧的二维超声图像；

[0057] 若否，则得出当前控制窗口中所有待插值点的体素值后，将控制窗口往后移动两帧二维图像，然后继续执行步骤(3)；其中在本实施例的最后一个控制窗口中包含的二维超声图像的帧数有可能少于 4 帧；

[0058] 若是，则停止移动控制窗口，进入步骤(7)；

[0059] (7) 通过上述步骤获取到所有控制窗口中所有待插值点的体素值，即重建出三维空间中位于各控制窗口第一帧图像到第四帧图像之间的体数据值，得到最终三维超声图像。

[0060] 在本实施例中四个坐标转换矩阵 cT_p 、 ${}^R T_p$ 、 ${}^T T_R$ 和 cT_T 均具有下述的形式：

$$[0061] \quad {}^J T_I(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} \cos\alpha\cos\beta & \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma - \sin\alpha\cos\gamma & \cos\alpha\sin\beta\cos\gamma + \sin\alpha\sin\gamma & x \\ \sin\alpha\cos\beta & \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma + \cos\alpha\cos\gamma & \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma - \cos\alpha\sin\gamma & y \\ -\sin\beta & \cos\beta\sin\gamma & \cos\beta\cos\gamma & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0062] 其中 α 、 β 、 γ 、 x 、 y 和 z 分别表示坐标系 I 和 J 在三维空间中的相对关系，即表示坐标系 I 的三个坐标轴 X、Y 和 Z 分别旋转 γ 、 β 、 α 角度，然后分别平移 x 、 y 和 z 距离便与 J 坐标系重合。

[0063] 其中本实施例自由臂超声探头扫描系统的超声探头按时间顺序从被扫描组织表面的一端匀速或近似匀速移动到另一端，从而采集到二维原始超声图像序列。

[0064] 在本实施例中使用的 Sonix RP 超声设备采用自由臂扫描的方式扫描胎儿体模，然后将采集到的二维超声图像系列保存在计算机中，针对相关程序采用使用 C 和 C++ 在 Microsoft Visual Studio2008 实现。

[0065] 在本实施例中采用自由臂扫描方式扫描胎儿体模得到两组二维超声图像数据集，分别记为 DA 和 DB，其中 DA 包含 500 帧二维超声图像，如图 2 所示，经选择 ROI 区域(感兴趣区域)以后，每帧二维超声图像的大小为 302×267 。DB 包含 433 帧二维超声图像，如图 3 所示，经选择 ROI 区域(感兴趣区域)以后，每帧二维超声图像的大小为 250×230 ；

[0066] 分别对上述两组数据 DA 和 DB 以采样率 $S=9$ 帧做降采样处理，然后分别采用 DW 插值重建方法针对降采样后的两组 DA 和 DB 进行三维重建，再采用本实施例上述步骤的三维超声图像重建方法分别对降采样后的两组 DA 和 DB 进行三维重建，其中 DW 三维重建中用于计算当前体素值的邻域半径为 2。

[0067] 同时在本实施例中采用平均绝对误差(Mean Absolute Error)方法对 DW 插值重建方法和本实施例重建方法的重建误差做一个对比,其中下表 1 是两种重建方法重建时间比较,以及抽取原始的二维超声图像序列的某一帧后使用两种重建方法重建出来的三维超声图像的重建误差比较:

[0068] 表 1

[0069]

时间和误差 数据集	降采样后 DW 重建时间 (s)	降 采 样 后 Bezier 重建时 间 (s)	降采样后 DW 重建误差	降 采 样 后 Bezier 重建误 差
DA	145	18	8.59	8.86
DB	107	13	8.43	8.61

[0070] 从表 1 中可以看出,使用相同采样率对二维超声图像数据做降采样处理后,本实施例三维超声图像重建方法的重建误差与 DW 插值算法的重建算法基本相等,但重建时间大大减少,这将更好的满足三维超声成像的实时性要求。

[0071] 如图 4 和 5 所示为分别采用 DW 插值重建算法和本实施例三维超声图像重建方法对 DA 数据进行三维重建得到的三维超声图像结果。由于图 4 中用的 DW 插值方法中,加权平均算法平滑了胎儿的五官特征,而本实施例提出的方法对重建图像的平滑程度会小一些,对比图 4 和图 5 可知,本实施例的三维超声图像重建方法所得到的三维超声图像更加准确,能够将胎儿的五官等特征更加明确的显示出来,因此更加接近真实的胎儿。

[0072] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

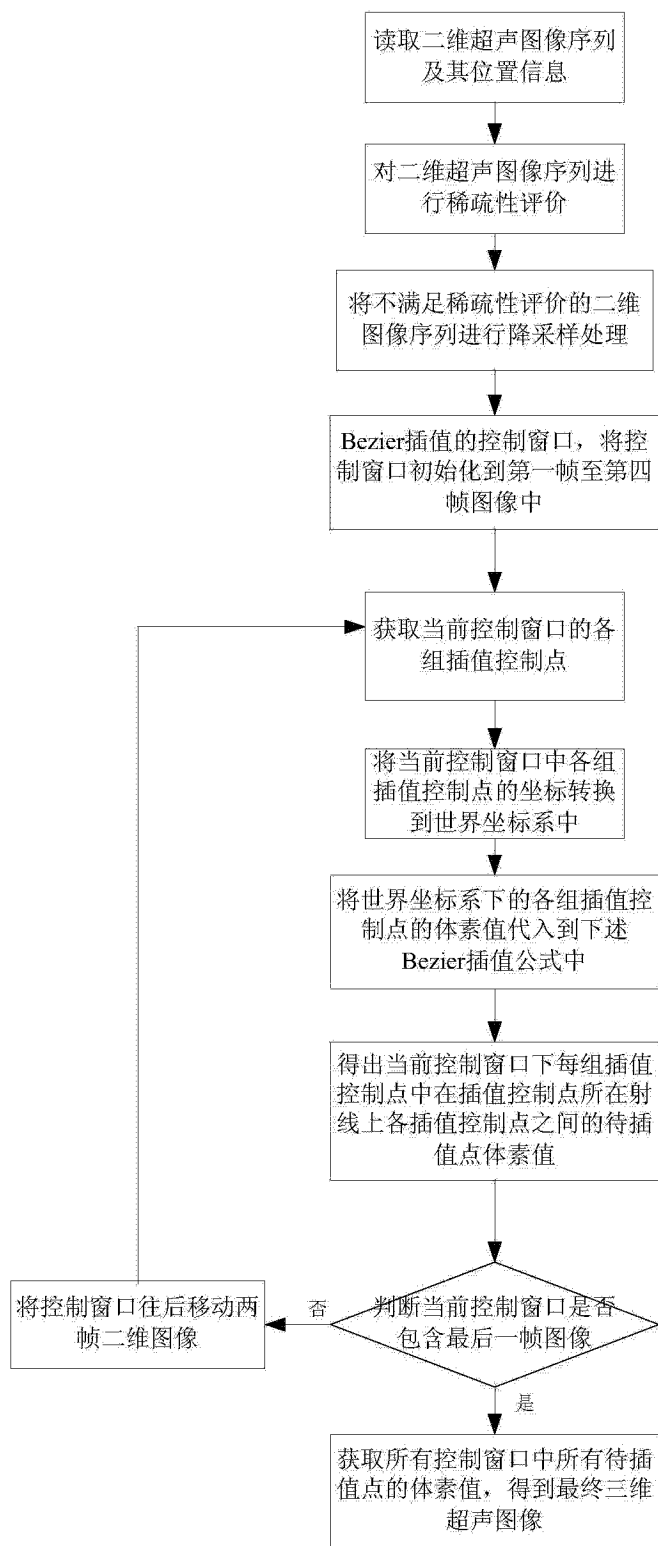


图 1



图 2

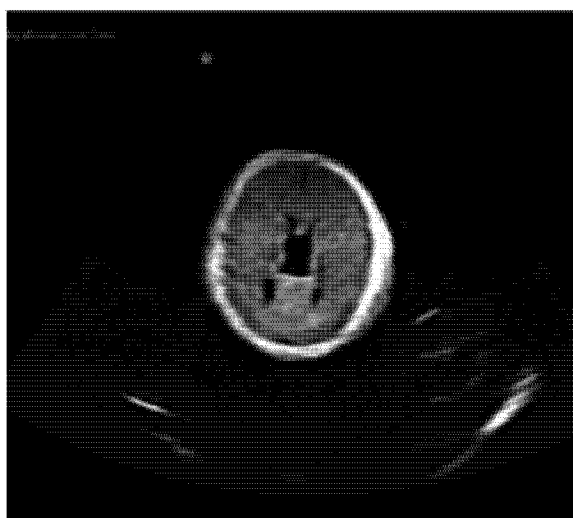


图 3

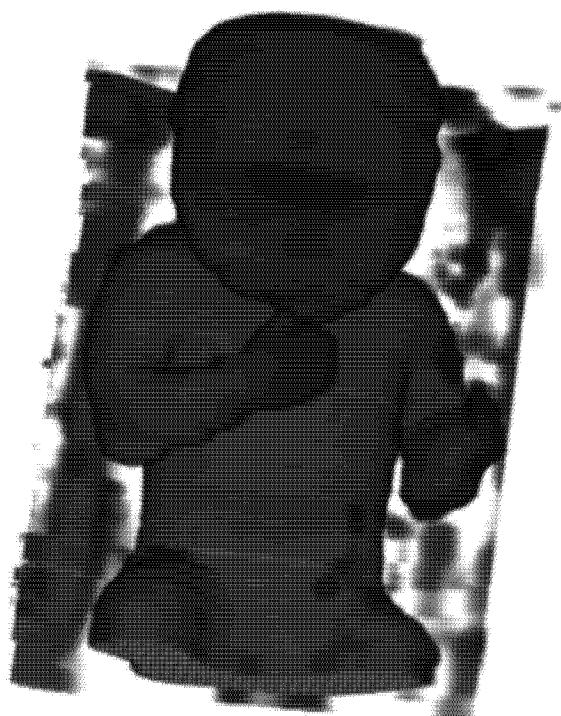


图 4



图 5

专利名称(译)	一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法		
公开(公告)号	CN103761767A	公开(公告)日	2014-04-30
申请号	CN201410004900.3	申请日	2014-01-02
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	黄庆华		
发明人	黄庆华		
IPC分类号	G06T17/00 A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于稀疏数据的三维超声图像快速重建方法，（1）对二维图像进行稀疏性评价，将不满足稀疏性评价的进行降采样；（2）设置Bezier插值控制窗口，将控制窗口初始化到第一至第四帧二维图像中；（3）获取当前控制窗口中Bezier插值的插值控制点；（4）将各组插值控制点的坐标转换到世界坐标系中；（5）将各组插值控制点的体素值代入到Bezier插值公式，得出每组插值控制点中各插值控制点之间的待插值点体素值；（6）判断当前控制窗口是否包括最后一帧的二维图像；若否，将控制窗口往后移动两帧，执行（3）；若是，则停止移动，进入（7）；（7）获取所有待插值点的体素值。本发明方法提高三维图像重建的速度。

