



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103860197 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201410096449. 2

CN 101542535 A, 2009. 09. 23,

(22) 申请日 2014. 03. 14

CN 100998511 A, 2007. 07. 18,

(73) 专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

孔维华, 林京. 医学图像的多方向加权层间
插值算法. 《合肥工业大学学报》. 2010, 第 33 卷
(第 9 期), 1438-1440.

(72) 发明人 温铁祥 秦文健 李凌 辜嘉
李志成

胡伟. 自由臂超声三维图像快速重建算法研
究. 《中国优秀硕士学位论文全文数据库 信息科
技辑》. 2013, (第 S2 期), 10-24, 31-32.

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

审查员 张玲玲

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 17/00(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2012-216888 A, 2012. 11. 08,

US 5924989 A, 1999. 07. 20,

US 2002/0062077 A1, 2002. 05. 23,

JP 特开 2004-261245 A, 2004. 09. 24,

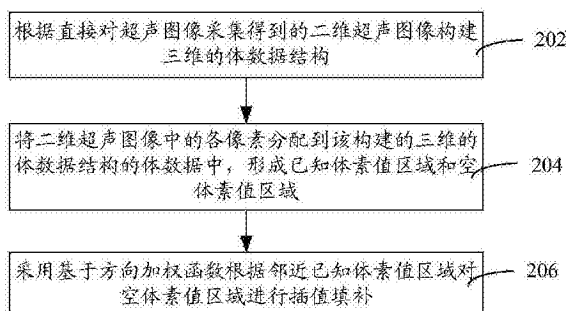
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

自由式三维超声成像方法、装置和系统

(57) 摘要

本发明涉及一种自由式三维超声成像方法、装置和系统。所述方法包括以下步骤：根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构；将二维超声图像中的各像素分配到所述构建的三维的体数据结构的体数据中，形成已知体素值区域和空体素值区域；采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补。上述自由式三维超声成像方法、装置和系统，因直接对超声图像采集得到所需的二维超声图像，不需进行二次转换，提高了图像质量，通过基于方向加权函数进行插值填补，较好的保存了图像的边缘信息，进一步提高了图像的质量。



1. 一种自由式三维超声成像方法,包括以下步骤:

根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构;

将二维超声图像中的各像素分配到所述构建的三维的体数据结构的体数据中,形成已知体素值区域和空体素值区域;

采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补;

所述采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补的步骤包括:

采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值,所述方向加权函数包括几何距离加权项、法向量加权项和梯度方向加权项;

以位于已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿空体素值区域的边界法向量方向按距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方向加权函数为:

$$\begin{cases} w(p, q) = \frac{1}{1+d^2} (1+|\cos \alpha|)(1+|\cos \beta|) \\ \cos \alpha = \frac{\mathbf{n} \cdot \mathbf{v}}{(\|\mathbf{n}\| \cdot \|\mathbf{v}\|)} \\ \cos \beta = \frac{\|\nabla u \cdot \mathbf{v}\|}{(\|\nabla u\| \cdot \|\mathbf{v}\|)} \end{cases}$$

其中, d 表示为体素 p 和 q 之间的距离, \mathbf{v} 为从 q 到 p 的向量, \mathbf{n} 为空体素值区域的边界的法向量, ∇u 为点 q 处的梯度值, $(1/1+d^2)$ 为几何距离加权项、 $(1+|\cos \alpha|)$ 为法向量加权项, $(1+|\cos \beta|)$ 为梯度方向加权项。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

采用快速步进算法生成所述已知体素值区域的初始边界与所述空体素值区域的距离;

所述以位于已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿空体素值区域的边界法向量方向按距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域的步骤包括:

以位于所述已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿法向量方向按所述快速步进算法生成的距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述采用快速步进算法生成所述已知体素值区域的初始边界与所述空体素值区域的距离中的快速步进算法的数值结果通过Eikonal方程获得,所述Eikonal方程为:

$$|\nabla T| = 1 \quad |\nabla T| = 1 \quad \text{in } \Omega, \quad \text{with } T = 0 \quad \text{on } \partial\Omega.$$

其中, Ω 为空体素值区域, $\partial\Omega$ 为空体素值区域的边界,而且 T 的梯度方向为 $\partial\Omega$ 的法向量;

所述Eikonal方程的有限差分格式为:

$$\max(D^{-x}T, D^{+x}T, 0)^2 + \max(D^{-y}T, D^{+y}T, 0)^2 + \max(D^{-z}T, D^{+z}T, 0)^2 = 1$$

其中, $D^{-x}T(i, j, k) = T(i, j, k) - T(i-1, j, k)$ 和 $D^{+x}T(i, j, k) = T(i+1, j, k) - T(i, j, k)$ 分别为 X 方向的后向和前向差分算子, $D^{-y}T, D^{+y}T, D^{-z}T$ 以及 $D^{+z}T$ 分别为 Y 和 Z 方向的后向和前向差分算子, i, j, k 分别表示 X, Y 和 Z 方向的坐标。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据直接对超声图像采集得到的二维

超声图像构建三维的体数据结构的步骤包括：

获取二维超声图像的四个顶点；

将各顶点从局部坐标变换为世界坐标；

根据预先设定的条件构建包围盒，得到三维的体数据结构。

6. 一种自由式三维超声成像装置，其特征在于，包括：

构建模块，用于根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构；

分配模块，用于将二维超声图像中的各像素分配到所述构建的三维的体数据结构的体数据中，形成已知体素值区域和空体素值区域；

填补模块，用于采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补；

所述填补模块包括：

插值单元，用于采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值，所述方向加权函数包括几何距离加权项、法向量加权项和梯度方向加权项；

填充单元，用于以位于已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置，沿空体素值区域的边界法向量方向按距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域。

7. 根据权利要求6所述的装置，其特征在于，所述方向加权函数为：

$$\begin{cases} w(p, q) = \frac{1}{1+d^2} (1+|\cos \alpha|)(1+|\cos \beta|) \\ \cos \alpha = \frac{\mathbf{n} \cdot \mathbf{v}}{(\|\mathbf{n}\| \cdot \|\mathbf{v}\|)} \\ \cos \beta = \frac{\|\nabla u \cdot \mathbf{v}\|}{(\|\nabla u\| \cdot \|\mathbf{v}\|)} \end{cases}$$

其中，d表示为体素p和q之间的距离，v为从q到p的向量，n为空体素值区域的边界的法向量， ∇u 为点q处的梯度值， $(1/1+d^2)$ 为几何距离加权项、 $(1+|\cos \alpha|)$ 为法向量加权项， $(1+|\cos \beta|)$ 为梯度方向加权项。

8. 根据权利要求6所述的装置，其特征在于，所述装置还包括：

距离生成模块，用于采用快速步进算法生成所述已知体素值区域的初始边界与所述空体素值区域的距离；

所述填充单元还用于以位于所述已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置，沿空体素值区域的边界法向量方向按所述快速步进算法生成的距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域。

9. 根据权利要求8所述的装置，其特征在于，所述采用快速步进算法生成所述已知体素值区域的初始边界与所述空体素值区域的距离中的快速步进算法的数值结果通过Eikonal方程获得，所述Eikonal方程为：

$$|\nabla T| = 1 \quad |\nabla T| = 1 \quad \text{in } \Omega, \quad \text{with } T = 0 \quad \text{on } \partial\Omega.$$

其中， Ω 为空体素值区域， $\partial\Omega$ 为空体素值区域的边界，而且T的梯度方向为 $\partial\Omega$ 的法向量；

所述Eikonal方程的有限差分格式为：

$$\max(D^{-x}T, D^{+x}T, 0)^2 + \max(D^{-y}T, D^{+y}T, 0)^2 + \max(D^{-z}T, D^{+z}T, 0)^2 = 1$$

其中, $D^{-x}T(i,j,k)=T(i,j,k)-T(i-1,j,k)$ 和 $D^{+x}T(i,j,k)=T(i+1,j,k)-T(i,j,k)$ 分别为X方向的后向和前向差分算子, $D^{-y}T$ 、 $D^{+y}T$ 、 $D^{-z}T$ 以及 $D^{+z}T$ 分别为Y和Z方向的后向和前向差分算子, i,j,k 分别表示X、Y和Z方向的坐标。

10. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述构建模块包括:

获取单元,用于获取直接对超声图像采集得到的二维超声图像的四个顶点;

转换单元,用于将各顶点从局部坐标变换为世界坐标;

构建单元,用于根据预先设定的条件构建包围盒,得到三维的体数据结构。

11. 一种自由式三维超声成像系统,其特征在于,包括二维超声主机、二维超声探头、空间定位系统和图形工作站;所述空间定位系统与图形工作站相连,所述二维超声探头与二维超声主机相连,所述二维超声主机与图形工作站相连;所述二维超声探头上安装空间定位传感器,所述空间定位传感器用于获取二维超声探头相对于所述空间定位系统自身坐标原点的空间位置,并将所述空间位置发送给所述空间定位系统;所述空间定位系统用于将所述空间位置发送给所述图形工作站;所述二维超声探头用于采集二维超声图像,并将采集的二维超声图像直接发送给所述二维超声主机;所述二维超声主机将所述二维超声图像发送给所述图形工作站;所述图形工作站包括如权利要求6至10中任一项所述的自由式三维超声成像装置。

自由式三维超声成像方法、装置和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理领域,特别是涉及一种自由式三维超声成像方法、装置和系统。

背景技术

[0002] 二维超声在临床获得了许多应用,但是也存在着很多局限性:人体器官原本是三维的,医生在诊断、治疗时只能在头脑中用众多二维超声图像重建出人体的三维结构,如此导致效率降低并容易造成误诊。三维超声成像显示直观,在采集了人体器官的三维数据后,能直观地显示感兴趣部位的三维立体结构,取代了以往凭医生经验重建三维图像的过程。同时,医生可通过人机交互技术实现任意切面的显示,为医生提供了从不同角度观察脏器提供了可能。三维超声成像可以向医生提供感兴趣器官(如肛肠、食道、腹部肝、肾等)在体内的空间位置及其三维形态,从而为进行人体腔内和体外的超声诊断、介入性手术治疗提供依据。这将有利于减少在治疗中对正常组织的损伤。此外,三维超声可以精确测量结构的参数,能更准确地反映人体器官和病变的形状、体积、轮廓、器官间的邻接等。

[0003] 传统的三维超声系统主要可以分为四类:三维超声专用容积探头、基于机械臂的三维超声系统、无定位器的三维超声系统、自由式三维超声系统。三维超声专用容积探头是将换能晶片和驱动装置包容于探头内,机械装置驱动晶片做等距的扇扫或环形扫描;而后面三种方式都是利用传统的二维超声设备结合特定的空间定位信息来获取一序列的二维超声图像,然后利用三维超声重建方法生成三维超声体数据。从三维超声的临床应用角度来看,自由式三维超声更符合医生操作习惯和手术室环境,是目前应用前景比较广的一种方案。

[0004] 传统的自由式三维超声系统主要由传统的二维超声系统、光学或电磁定位系统、图像采集卡、安装有重建软件系统的图形工作站构成。在超声系统的手持探头上固定一个空间定位传感器,用于获得2D超声检查探头相对于定位系统本身坐标原点的精确空间位置(包括:位置信息、方位信息)。这些空间定位信息数据流将被定位系统的控制单元采集到,并传输到重建软件系统。为了采集每一帧的超声图像,通常给图形工作站安装了一个视频采集卡。

[0005] 由于自由式三维超声系统的临床应用对实时性要求较高,当前绝大部分的三维超声重建方法,例如:最邻近体素法(Voxel Nearest Neighbor)、最邻近像素法(Pixel Nearest Neighbor)、距离加权法(Distance Weighted),都是基于简单、速度相对较快的数据插值、拟合算法,特别难于调整插值邻域大小这一参数。如果过大,则会造成重建图像质量的下降(模糊效应),如果过小,则又可能会在重建的图像中留下较大的空隙。

发明内容

[0006] 基于此,有必要针对传统的三维超声系统重建图像质量差的问题,提供一种能提高图像重建质量的自由式三维超声成像方法和装置。

- [0007] 此外,还有必要提供一种能提高图像重建质量的自由式三维超声成像系统。
- [0008] 一种自由式三维超声成像方法,包括以下步骤:
- [0009] 根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构;
- [0010] 将二维超声图像中的各像素分配到所述构建的三维的体数据结构的体数据中,形成已知体素值区域和空体素值区域;
- [0011] 采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补。
- [0012] 一种自由式三维超声成像装置,包括:
- [0013] 构建模块,用于根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构;
- [0014] 分配模块,用于将二维超声图像中的各像素分配到所述构建的三维的体数据结构的体数据中,形成已知体素值区域和空体素值区域;
- [0015] 填补模块,用于采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补。
- [0016] 一种自由式三维超声成像系统,包括二维超声主机、二维超声探头、空间定位系统和图形工作站;所述空间定位系统与图形工作站相连,所述二维超声探头与二维超声主机相连,所述二维超声主机与图形工作站相连;所述二维超声探头上安装空间定位传感器,所述空间定位传感器用于获取二维超声探头相对于所述空间定位系统自身坐标原点的空间位置,并将所述空间位置发送给所述空间定位系统;所述空间定位系统用于将所述空间位置发送给所述图形工作站;所述二维超声探头用于采集二维超声图像,并将采集的二维超声图像直接发送给所述二维超声主机;所述二维超声主机将所述二维超声图像发送给所述图形工作站;所述图形工作站包括所述的自由式三维超声成像装置。
- [0017] 上述自由式三维超声成像方法、装置和系统,因直接对超声图像采集得到所需的二维超声图像,不需进行二次转换,提高了图像质量,通过基于方向加权函数进行插值填补,较好的保存了图像的边缘信息,进一步提高了图像的质量。
- [0018] 此外,采用沿空体素值区域的边界的法向量方向按距离递增的遍历顺序进行填充,可确保离已知体素值区域的边界近的空体素首先被填写,然后围绕在其邻域的结构可以很好的传播到其最近的空体素中;通过快速步进算法生成的距离进行递增遍历,提高了体数据重建的速度。

附图说明

- [0019] 图1为一个实施例中自由式三维超声成像系统的应用示意图;
- [0020] 图2为一个实施例中自由式三维超声成像方法的流程图;
- [0021] 图3为一个实施例中根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构的步骤的流程图;
- [0022] 图4为包围盒确定示意图;
- [0023] 图5为采用基于方向加权函数对空体素值区域填补的示意图;
- [0024] 图6A为采用沿空体素值区域的边界的法向量方向按距离递增的遍历顺序进行填充的示意图;
- [0025] 图6B为传统的线性遍历方式;

- [0026] 图7为一个实施例中自由式三维超声成像装置的结构示意图；
- [0027] 图8为一个实施例中构建模块的内部结构示意图；
- [0028] 图9为一个实施例中填补模块的内部结构示意图；
- [0029] 图10为另一个实施例中自由式三维超声成像装置的结构示意图。

具体实施方式

[0030] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0031] 图1为一个实施例中自由式三维超声成像系统的应用示意图。如图1所示,该自由式三维超声成像系统,包括二维超声探头102、二维超声主机104、空间定位系统106和图形工作站108。空间定位系统106与图形工作站108相连,二维超声探头102与二维超声主机104相连,二维超声主机104与图形工作站108相连。

[0032] 二维超声探头102上安装空间定位传感器110,该空间定位传感器110用于获取二维超声探头相对于空间定位系统106自身坐标原点的空间位置,并将该空间位置发送给空间定位系统106。其中,空间位置包括位置信息和方位信息。

[0033] 空间定位系统106用于将该空间位置发送给图形工作站108。

[0034] 二维超声探头102用于采集手术床120上的病人130的二维超声图像,并将采集的二维超声图像直接发送给二维超声主机104。

[0035] 二维超声主机104将该二维超声图像及空间位置发送给图形工作站108。

[0036] 图形工作站108包括自由式三维超声成像装置,通过自由式三维超声成像装置对二维超声图像及空间位置进行处理构建三维超声图像的体数据。

[0037] 上述自由式三维超声成像系统,通过二维超声主机直接对超声图像进行采集,无需使用采集卡的二次转换,避免了因超声图像二次变换而导致图像质量下降的问题,提高了图像的质量。

[0038] 图2为一个实施例中自由式三维超声成像方法的流程图。如图2所示,该自由式三维超声成像方法,包括以下步骤:

[0039] 步骤202,根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构。

[0040] 具体的,二维超声图像为二维超声探头直接采集,并传输给二维超声主机的,不需经过视频采集卡的二次转换,提高了图像采集的质量。该体数据结构包括确定体数据的坐标原点、坐标各维度大小、体素间的物理间隔等。

[0041] 图3为一个实施例中根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构的步骤的流程图。如图3所示,步骤202包括:

[0042] 步骤302,获取二维超声图像的四个顶点。

[0043] 步骤304,将各顶点从局部坐标变换为世界坐标。

[0044] 具体的,局部坐标变换为世界坐标的公式为: $v = T_i * v_i$ 。其中, v_i 为顶点的局部坐标, v 为顶点的世界坐标。

[0045] 步骤306,根据预先设定的条件构建包围盒,得到三维的体数据结构。

[0046] 具体的,包围盒由它的最小点($X_{min}, Y_{min}, Z_{min}$)和最大点($X_{max}, Y_{max}, Z_{max}$)完全确定,

如图4所示,最小点1,最大点6。本实施例中,预先设定条件的代码包括:

[0047] if $X_v > X_{\max}$ then $X_{\max} = X_v$;

[0048] if $Y_v > Y_{\max}$ then $Y_{\max} = Y_v$;

[0049] if $Z_v > Z_{\max}$ then $Z_{\max} = Z_v$;

[0050] if $X_v < X_{\min}$ then $X_{\min} = X_v$;

[0051] if $Y_v < Y_{\min}$ then $Y_{\min} = Y_v$;

[0052] if $Z_v < Z_{\min}$ then $Z_{\min} = Z_v$.

[0053] 其中,若 $X_v > X_{\max}$,则 $X_{\max} = X_v$;若 $Y_v > Y_{\max}$,则 $Y_{\max} = Y_v$;若 $Z_v > Z_{\max}$,则 $Z_{\max} = Z_v$;若 $X_v < X_{\min}$,则 $X_{\min} = X_v$;若 $Y_v < Y_{\min}$,则 $Y_{\min} = Y_v$;若 $Z_v < Z_{\min}$,则 $Z_{\min} = Z_v$ 。

[0054] 步骤204,将二维超声图像中的各像素分配到该构建的三维的体数据结构的体数据中,形成已知体素值区域和空体素值区域。

[0055] 本实施例中,将二维超声图像中的每一像素分配到三维的体数据中,采用的三维核插值公式为:

$$[0056] \begin{cases} sum = v(x, y, z) \cdot w(x, y, z) + p(i, j) \cdot invD \\ w(x, y, z) = w(x, y, z) + invD \\ v(x, y, z) = sum / w(x, y, z) \end{cases} \quad (1)$$

[0057] 其中 v 为当前体素 (x, y, z) 的灰度值, w 为当前该体素的权重, p 为当前像素 (i, j) 处的像素值, $invD$ 为 p 到 v 距离的倒数。

[0058] 步骤206,采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补。

[0059] 因在自由式三维超声中的数据采样量是稀疏的,将二维超声图像中的像素分配到三维的体数据中后存在孔洞。为此,根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值。因一元函数 u 在 q 点的一阶泰勒展开为:

$$[0060] u_q(p) = u(q) + \nabla u(p - q) \quad (2)$$

[0061] 在三维空间中,对于处于空体素值区域 Ω 的边界 $\partial\Omega$ 上的点 p ,可用以 p 为中心,半径大小为 ϵ 的球形区域 $B_\epsilon(p)$ 中已知体素进行插值,其计算公式为:

$$[0062] u(p) = \frac{\sum_{q \in B_\epsilon(p)} w(p, q) [u(q) + \nabla u(p - q)]}{\sum_{q \in B_\epsilon(p)} w(p, q)} \quad (3)$$

[0063] 式(3)中, $w(p, q)$ 为体素点 p 和 q 之间的权重函数,对于 $B_\epsilon(p)$ 内的体素记为 $q \in B_\epsilon(p)$ 。本实施例中,权重函数为方向加权函数,公式如下:

$$[0064] \begin{cases} w(p, q) = \frac{1}{1+d^2} (1+|\cos \alpha|)(1+|\cos \beta|) \\ \cos \alpha = \frac{\|\mathbf{n} \cdot \mathbf{v}\|}{(\|\mathbf{n}\| \cdot \|\mathbf{v}\|)} \\ \cos \beta = \frac{\|\nabla u \cdot \mathbf{v}\|}{(\|\nabla u\| \cdot \|\mathbf{v}\|)} \end{cases} \quad (4)$$

[0065] 式(4)中, d 表示为体素 p 和 q 之间的距离, \mathbf{v} 为从 q 到 p 的向量, \mathbf{n} 为空体素值区域的边界的法向量, ∇u 为点 q 处的梯度值, $(1/1+d^2)$ 为几何距离加权项、 $(1+|\cos \alpha|)$ 为法向量加权项、 $(1+|\cos \beta|)$ 为梯度方向加权项。几何距离加权项表明距离体素 p 越远,该体素对 p 的贡献

也就越小;法向量加权项表明离步进的方向($n = \nabla T$)越近,该体素对p的贡献也就越大;梯度方向加权项表明离梯度方向越近,该体素对p的贡献也越大,如图5所示,采用基于方向加权函数对空体素值区域填补的示意图。采用方向加权函数,能够较好的保存图像的边缘信息,能起到类似各向异性的插值效果。

[0066] 可以理解的是,在一个实施例中,采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补的步骤包括:

[0067] (1)采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值,所述方向加权函数包括几何距离加权项、法向量加权项和梯度方向加权项;

[0068] (2)以位于已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿空体素值区域的边界法向量方向按距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域。

[0069] 具体的,以位于已知体素值区域 Ω_0 的初始边界 $\partial\Omega_0$ 上的离散体素开始,沿着空体素值区域的边界 $\partial\Omega$ 的法向量方向按距离递增的遍历顺序(即步进遍历),推动空体素值区域边界逐步收缩,直到整个空体素值区域被插值填充,如图6A所示。如图6B为传统的线性遍历方式,它将遍历每个体素,并将空的体素填补,线性遍历的插值误差会随着遍历的进行而逐渐累积增加,并且要确保插值的半径足够大以便确保插值区域内有足够的已知体素,但过大的插值半径会导致插值图像的模糊。而图6A所采用沿空体素值区域的边界的法向量方向按距离递增的遍历顺序进行填充,可确保离已知体素值区域的边界近的空体素首先被填写,然后围绕在其邻域的结构可以很好的传播到其最近的空体素中。此外,采用该图6A的遍历方式不必考虑平均窗口的大小。

[0070] 上述自由式三维超声成像方法,因直接对超声图像采集得到所需的二维超声图像,不需进行二次转换,提高了图像质量,通过基于方向加权函数进行插值填补,较好的保存了图像的边缘信息,进一步提高了图像的质量。

[0071] 可以理解的是,在一个实施例中,上述自由式三维超声成像方法,还包括:采用快速步进算法生成该空体素值区域与所述已知体素值区域的初始边界的距离。

[0072] 采用快速步进算法生成所述空体素值区域与所述已知体素值区域的初始边界的距离中的快速步进算法的数值结果通过Eikonal(程涵)方程获得,该Eikonal方程为:

$$[0073] \quad |\nabla T| = 1 \quad \text{in } \Omega, \quad \text{with } T = 0 \quad \text{on } \partial\Omega. \quad (5)$$

[0074] 其中, ∇T 表示Eikonal方程的解, Ω 为空体素值区域, $\partial\Omega$ 为空体素值区域的边界,而且T的梯度方向为 $\partial\Omega$ 的法向量;

[0075] 采用迎风格式,该Eikonal方程的有限差分格式为:

$$[0076] \quad \max(D^{-x}T, D^{+x}T, 0)^2 + \max(D^{-y}T, D^{+y}T, 0)^2 + \max(D^{-z}T, D^{+z}T, 0)^2 = 1 \quad (6)$$

[0077] 其中, $D^{-x}T(i, j, k) = T(i, j, k) - T(i-1, j, k)$ 和 $D^{+x}T(i, j, k) = T(i+1, j, k) - T(i, j, k)$ 分别为X方向的后向和前向差分算子, $D^{-y}T, D^{+y}T, D^{-z}T$ 以及 $D^{+z}T$ 分别为Y和Z方向的后向和前向差分算子, i, j, k 分别表示X、Y和Z方向的坐标。对每一个在空体素值区域边界的T值,在每一个象限通过公式(6)计算,并保持其中的最小值。

[0078] 上述以位于已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿法向量方向按距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域的步骤包括:

[0079] 以位于所述已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿法向量方向

按该快速步进算法生成的距离递增的遍历顺序填充所述空体素值区域。

[0080] 通过快速步进算法生成的距离进行递增遍历,提高了体数据重建的速度。

[0081] 图7为一个实施例中自由式三维超声成像装置的结构示意图。如图7所示,该自由式三维超声成像装置,包括构建模块720、分配模块740和填补模块760。其中:

[0082] 构建模块720用于根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构。

[0083] 具体的,二维超声图像为二维超声探头直接采集,并传输给二维超声主机的,不需经过视频采集卡的二次转换,提高了图像采集的质量。该体数据结构包括确定体数据的坐标原点、坐标各维度大小、体素间的物理间隔等。

[0084] 图8为一个实施例中构建模块的内部结构示意图。该构建模块720包括获取单元722、转换单元724和构建单元726。其中:

[0085] 获取单元722用于获取直接对超声图像采集得到的二维超声图像的四个顶点。

[0086] 转换单元724用于将各顶点从局部坐标变换为世界坐标。

[0087] 具体的,局部坐标变换为世界坐标的公式为: $v = T_i * v_i$ 。其中, v_i 为顶点的局部坐标, v 为顶点的世界坐标。

[0088] 构建单元726用于根据预先设定的条件构建包围盒,得到三维的体数据结构。

[0089] 具体的,包围盒由它的最小点($X_{min}, Y_{min}, Z_{min}$)和最大点($X_{max}, Y_{max}, Z_{max}$)完全确定,如图4所示,最小点1,最大点6。本实施例中,预先设定条件的代码包括:

[0090] if $X_v > X_{max}$ then $X_{max} = X_v$;

[0091] if $Y_v > Y_{max}$ then $Y_{max} = Y_v$;

[0092] if $Z_v > Z_{max}$ then $Z_{max} = Z_v$;

[0093] if $X_v < X_{min}$ then $X_{min} = X_v$;

[0094] if $Y_v < Y_{min}$ then $Y_{min} = Y_v$;

[0095] if $Z_v < Z_{min}$ then $Z_{min} = Z_v$ 。

[0096] 其中,若 $X_v > X_{max}$,则 $X_{xam} = X_v$;若 $Y_v > Y_{max}$,则 $Y_{yam} = Y_v$;若 $Z_v > Z_{zam}$,则 $Z_{xam} = Z_v$;若 $X_v < X_{min}$,则 $X_{min} = X_v$;若 $Y_v < Y_{min}$,则 $Y_{min} = Y_v$;若 $Z_v < Z_{min}$,则 $Z_{min} = Z_v$ 。

[0097] 分配模块740用于将二维超声图像中的各像素分配到该构建的三维的体数据结构的体数据中,形成已知体素值区域和空体素值区域。

[0098] 本实施例中,将二维超声图像中的每一像素分配到三维的体数据中,采用的三维核插值公式为:

$$[0099] \begin{cases} sum = v(x, y, z) \cdot w(x, y, z) + p(i, j) \cdot invD \\ w(x, y, z) = w(x, y, z) + invD \\ v(x, y, z) = sum / w(x, y, z) \end{cases} \quad (1)$$

[0100] 其中 v 为当前体素(x, y, z)的灰度值, w 为当前该体素的权重, p 为当前像素(i, j)处的像素值, $invD$ 为 p 到 v 距离的倒数。

[0101] 填补模块760用于采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补。

[0102] 因在自由式三维超声中的数据采样量是稀疏的,将二维超声图像中的像素分配到三维的体数据中后存在孔洞。为此,根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值。因

一元函数 u 在 q 点的一阶泰勒展开为:

$$[0103] \quad u_q(p) = u(q) + \nabla u(p-q) \quad (2)$$

[0104] 在三维空间中,对于处于空体素值区域 Ω 的边界 $\partial\Omega$ 上的点 p ,可用以 p 为中心,半径大小为 ε 的球形区域 $B_\varepsilon(p)$ 中已知体素进行插值,其计算公式为:

$$[0105] \quad u(p) = \frac{\sum_{q \in B_\varepsilon(p)} w(p,q) [u(q) + \nabla u(p-q)]}{\sum_{q \in B_\varepsilon(p)} w(p,q)} \quad (3)$$

[0106] 式(3)中, $w(p,q)$ 为体素点 p 和 q 之间的权重函数。本实施例中,权重函数为方向加权函数,公式如下:

$$[0107] \quad \begin{cases} w(p,q) = \frac{1}{1+d^2} (1+|\cos\alpha|)(1+|\cos\beta|) \\ \cos\alpha = \frac{\mathbf{n} \cdot \mathbf{v}}{\|\mathbf{n}\| \cdot \|\mathbf{v}\|} \\ \cos\beta = \frac{\|\nabla u \cdot \mathbf{v}\|}{(\|\nabla u\| \cdot \|\mathbf{v}\|)} \end{cases} \quad (4)$$

[0108] 式(4)中, d 表示为体素 p 和 q 之间的距离, \mathbf{v} 为从 q 到 p 的向量, \mathbf{n} 为空体素值区域的边界的法向量, ∇u 为点 q 处的梯度值, $(1/1+d^2)$ 为几何距离加权项、 $(1+|\cos\alpha|)$ 为法向量加权项, $(1+|\cos\beta|)$ 为梯度方向加权项。几何距离加权项表明距离体素 p 越远,该体素对 p 的贡献也就越小;法向量加权项表明离步进的方向($\mathbf{n} = \nabla T$)越近,该体素对 p 的贡献也就越大;梯度方向加权项表明离梯度方向越近,该体素对 p 的贡献也越大。采用方向加权函数,能够较好的保存图像的边缘信息,能起到类似各向异性的插值效果。

[0109] 图9为一个实施例中填补模块的内部结构示意图。该填补模块760包括插值单元762和填充单元764。其中:

[0110] 插值单元762用于采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值,该方向加权函数包括几何距离加权项、法向量加权项和梯度方向加权项。

[0111] 填充单元764用于以位于已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿空体素值区域的边界法向量方向按距离递增的遍历顺序填充该空体素值区域。

[0112] 具体的,以位于已知体素值区域 Ω_0 的初始边界 $\partial\Omega_0$ 上的离散体素开始,沿着空体素值区域的边界 $\partial\Omega$ 的法向量方向按距离递增的遍历顺序(即步进遍历),推动空体素值区域边界逐步收缩,直到整个空体素值区域被插值填充,如图6A所示。如图6B为传统的线性遍历方式,它将遍历每个体素,并将空的体素填补,线性遍历的插值误差会随着遍历的进行而逐渐累积增加,并且要确保插值的半径足够大以确保插值区域内有足够的已知体素,但过大的插值半径会导致插值图像的模糊。而图6A所采用沿空体素值区域的边界的法向量方向按距离递增的遍历顺序进行填充,可确保离已知体素值区域的边界近的空体素首先被填写,然后围绕在其邻域的结构可以很好的传播到其最近的空体素中。此外,采用该图6A的遍历方式不必考虑平均窗口的大小。

[0113] 上述自由式三维超声成像装置,因直接对超声图像采集得到所需的二维超声图像,不需进行二次转换,提高了图像质量,通过基于方向加权函数进行插值填补,较好的保存了图像的边缘信息,进一步提高了图像的质量。

[0114] 图10为另一个实施例中自由式三维超声成像装置的结构示意图。该自由式三维超声成像装置除了包括构建模块720、分配模块740和填补模块760,还包括距离生成模块780。

[0115] 距离生成模块780用于采用快速步进算法生成该空体素值区域与该已知体素值区域的初始边界的距离。

[0116] 该采用快速步进算法生成该空体素值区域与该已知体素值区域的初始边界的距离中的快速步进算法的数值结果通过Eikonal方程获得,该Eikonal方程为:

$$[0117] \quad |\nabla T|=1 \quad |\nabla T|=1 \quad \text{in } \Omega, \quad \text{with } T=0 \quad \text{on } \partial\Omega. \quad (5)$$

[0118] 其中, Ω 为空体素值区域, $\partial\Omega$ 为空体素值区域的边界,而且T的梯度方向为 $\partial\Omega$ 的法向量;

[0119] 该Eikonal方程的有限差分格式为:

$$[0120] \quad \max(D^{-x}T, D^{+x}T, 0)^2 + \max(D^{-y}T, D^{+y}T, 0)^2 + \max(D^{-z}T, D^{+z}T, 0)^2 = 1 \quad (6)$$

[0121] 其中, $D^{-x}T(i, j, k) = T(i, j, k) - T(i-1, j, k)$ 和 $D^{+x}T(i, j, k) = T(i+1, j, k) - T(i, j, k)$ 分别为X方向的后向和前向差分算子, $D^{-y}T, D^{+y}T, D^{-z}T$ 以及 $D^{+z}T$ 分别为Y和Z方向的后向和前向差分算子, i, j, k 分别表示X、Y和Z方向的坐标。对每一个在空体素值区域边界的T值,在每一个象限通过公式(6)计算,并保持其中的最小值。

[0122] 该填充单元764还用于以位于该已知体素值区域的初始边界上的离散体素为初始位置,沿法向量方向按该快速步进算法生成的距离递增的遍历顺序填充该空体素值区域。

[0123] 上述自由式三维超声成像方法、装置和系统可应用于对临床腹部体模、人体器官等进行自由式三维超声重建中,能精确的重建得出所需进行观察的部位。此外,对于超声探头的夹持,可用主动或被动式机械臂进行夹持,然后进行扫描。

[0124] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

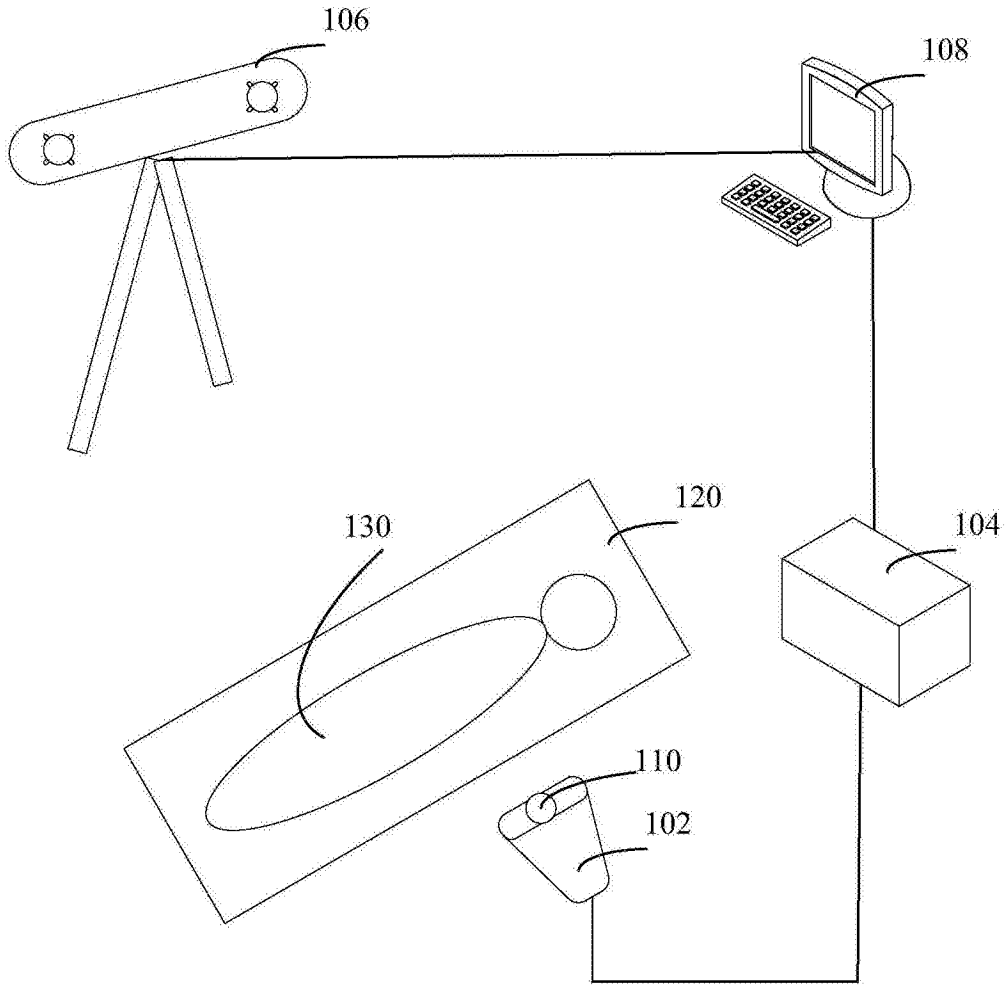


图1

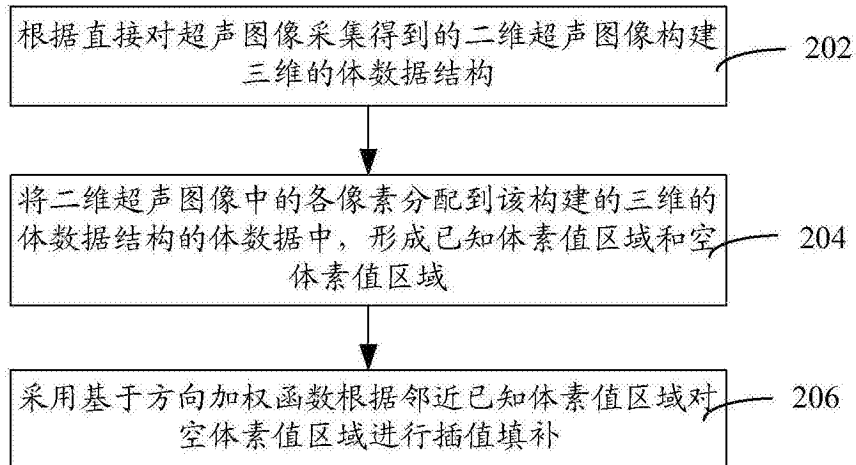


图2

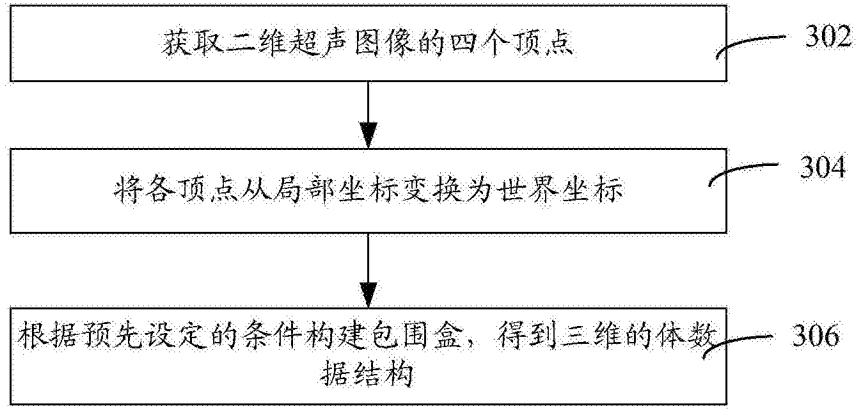


图3

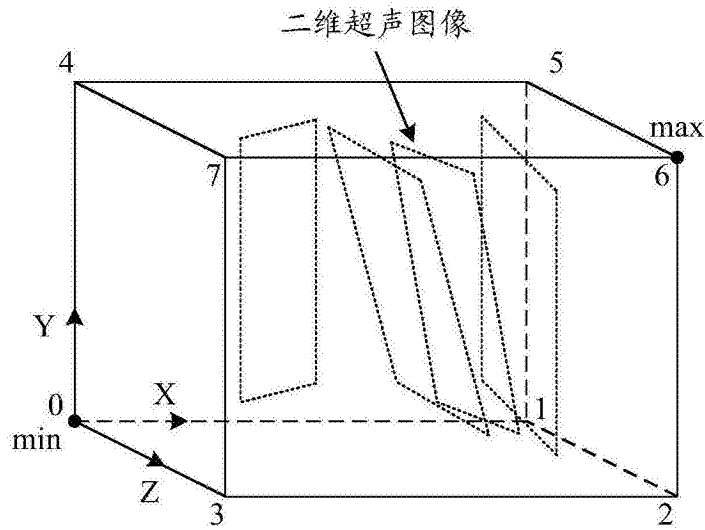


图4

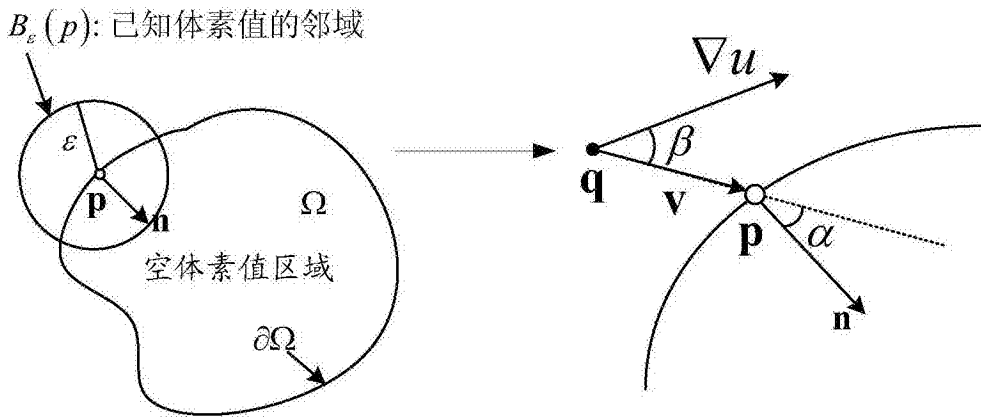


图5

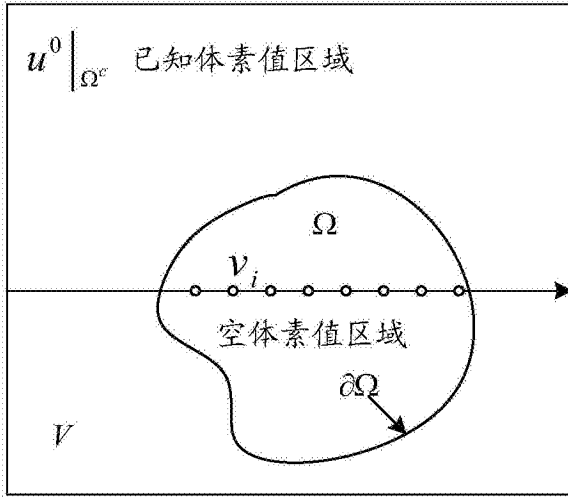


图6A

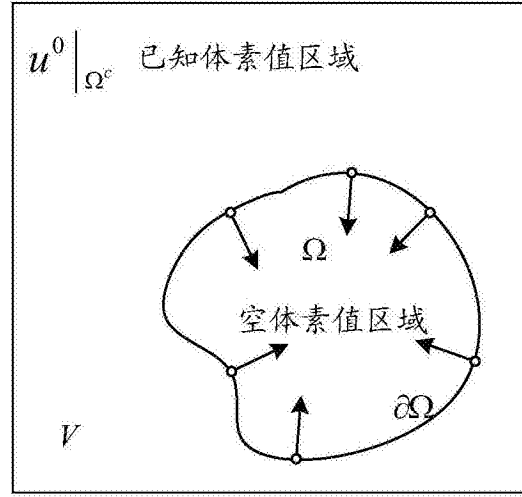


图6B

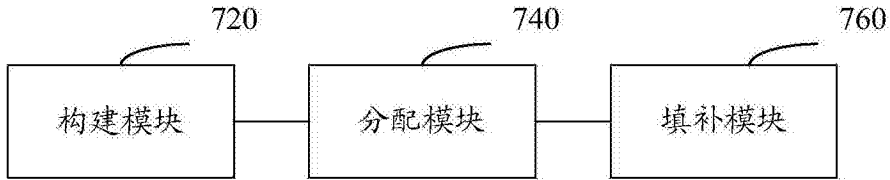


图7

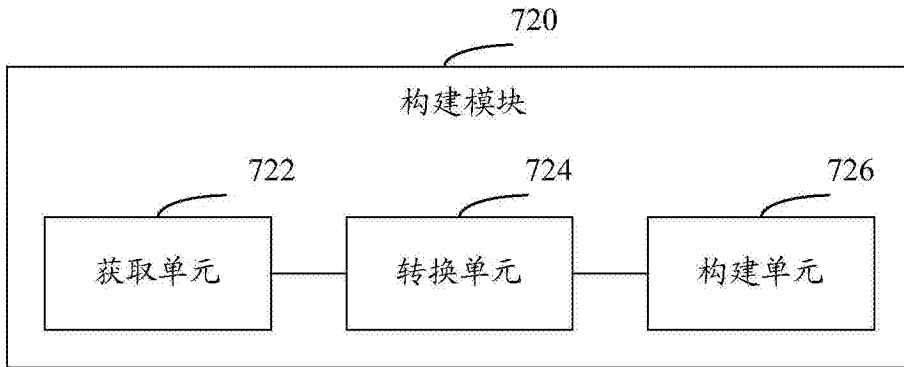


图8

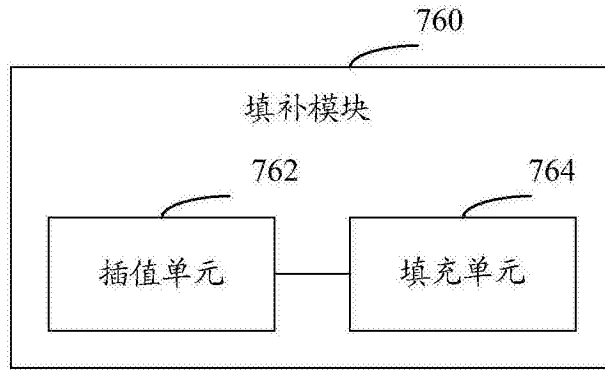


图9

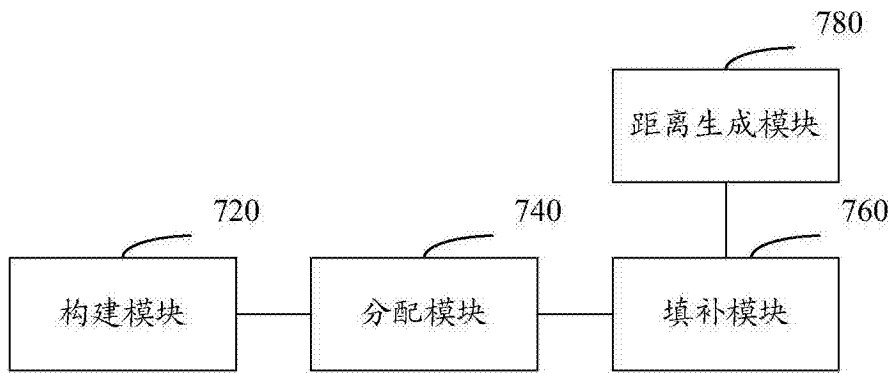


图10

专利名称(译)	自由式三维超声成像方法、装置和系统		
公开(公告)号	CN103860197B	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201410096449.2	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	温铁祥 秦文健 李凌 辜嘉 李志成		
发明人	温铁祥 秦文健 李凌 辜嘉 李志成		
IPC分类号	A61B8/00 G06T17/00		
代理人(译)	吴平		
审查员(译)	张玲玲		
其他公开文献	CN103860197A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种自由式三维超声成像方法、装置和系统。所述方法包括以下步骤：根据直接对超声图像采集得到的二维超声图像构建三维的体数据结构；将二维超声图像中的各像素分配到所述构建的三维的体数据结构的体数据中，形成已知体素值区域和空体素值区域；采用基于方向加权函数根据邻近已知体素值区域对空体素值区域进行插值填补。上述自由式三维超声成像方法、装置和系统，因直接对超声图像采集得到所需的二维超声图像，不需进行二次转换，提高了图像质量，通过基于方向加权函数进行插值填补，较好的保存了图像的边缘信息，进一步提高了图像的质量。

