



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105139440 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201510391290. 1

(22) 申请日 2015. 07. 06

(71) 申请人 嘉恒医疗科技(上海)有限公司  
地址 201712 上海市青浦区久远路29号B栋  
B区

(72) 发明人 郑重 吴文波 杨文晖 赖暖翔

(74) 专利代理机构 北京天奇智新知识产权代理  
有限公司 11340

代理人 王泽云

(51) Int. Cl.

G06T 17/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

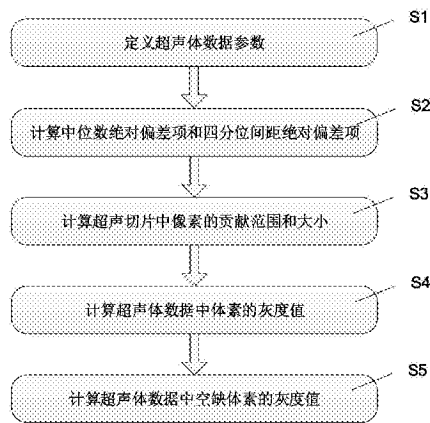
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

基于动态赋值的超声体数据重建方法和系统

(57) 摘要

本发明公开基于动态赋值的超声体数据重建方法和系统,该方法包括:根据感兴趣区域的空间位置,定义超声体数据参数;定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项,计算超声切片中像素灰度的贡献;定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重,计算超声切片中像素的贡献范围和大小;根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中体素的灰度值;通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。本发明能够快速精准的重建超声体数据,为临床病灶诊疗提供理论指导。



1. 一种基于动态赋值的超声体数据重建方法,其特征在于,包括:  
根据感兴趣区域的空间位置,定义超声体数据参数;  
定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项,计算超声切片中像素灰度的贡献;  
定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重,计算超声切片中像素的贡献范围和大小;  
根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中体素的灰度值;  
通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。
2. 根据权利要求1所述的基于动态赋值的超声体数据重建方法,其特征在于,通过人为判断感兴趣区域在人体中的空间位置,预设超声体数据的大小、方向、间距。
3. 根据权利要求1所述的基于动态赋值的超声体数据重建方法,其特征在于,中位数绝对偏差项记录的是当前超声切片中的一个像素与其周围一范围的所有像素平均灰度的偏差。
4. 根据权利要求1所述的基于动态赋值的超声体数据重建方法,其特征在于,四分位间距绝对偏差项记录的是当前超声切片中的一个像素与其周围一范围内的部分像素间的灰度差的平均值。
5. 根据权利要求1所述的基于动态赋值的超声体数据重建方法,其特征在于,中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重各占一半。
6. 根据权利要求1所述的基于动态赋值的超声体数据重建方法,其特征在于,依据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中所有体素的灰度值,在体素存在多个灰度值时,通过计算平均值得到体素的灰度值。
7. 根据权利要求1所述的基于动态赋值的超声体数据重建方法,其特征在于,插值方法采用双线性插值算法。
8. 一种基于动态赋值的超声体数据重建系统,其特征在于,包括:  
超声体数据参数定义模块,其根据感兴趣区域的空间位置,定义超声体数据参数;  
中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项计算模块,其定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项,计算超声切片中像素灰度的贡献;  
超声切片像素贡献计算模块,其定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重,计算超声切片中像素的贡献范围和大小;  
超声体数据体素灰度值计算模块,其根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中体素的灰度值;  
超声体数据空缺体素灰度值计算模块,其通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。
9. 根据权利要求8所述的基于动态赋值的超声体数据重建系统,其特征在于,中位数绝对偏差项记录的是当前超声切片中的一个像素与其周围一范围的所有像素平均灰度的偏差。
10. 根据权利要求8所述的基于动态赋值的超声体数据重建系统,其特征在于,四分位间距绝对偏差项记录的是当前超声切片中的一个像素与其周围一范围内的部分像素间的灰度差的平均值。

## 基于动态赋值的超声体数据重建方法和系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学技术领域,具体涉及一种基于动态赋值的超声体数据重建方法和系统。

### 背景技术

[0002] 超声成像是利用超声波照射人体,通过接收和处理载有人体组织特征信息的回波,获得人体组织性质与结构的可见图像的方法和技术,与 CT、MRI 并称为现代医学的 3 大影像学。与 CT、MRI 相比,超声成像具有采集时间短、无须静脉注射造影剂、无电离辐射、经济方便、可实时成像等优点,成为临床必不可少的诊断和治疗设备。然而,当医生想更准确地了解脏器结构时,传统的 2 维成像就显得不能满足要求了。与传统的 2 维超声图像相比,3 维超声具有图像显示直观、精确测量结构参数、准确定位病变组织等明显优势,成为 2 维超声技术的重要辅助手段。从临床应用角度来看,Freehand 扫描更符合医生习惯和手术室环境,Freehand 3 维超声有着广泛的应用前景。3 维重建算法是实现 Freehand 3 维超声的关键,因此 Freehand 超声图像的 3 维重建算法具有重要的研究价值。但是,目前的超声图像三维重建方法存在算法复杂、重建效果差的缺陷。

### 发明内容

[0003] 本发明实施例所要解决的技术问题在于,提供一种基于动态赋值的超声体数据重建方法和系统,能够根据所获取的超声切片序列重建得到高精度度的超声体数据。

[0004] 为解决上述技术问题,本发明实施例提供了一种基于动态赋值的超声体数据重建方法,包括:

[0005] 根据感兴趣区域的空间位置,定义超声体数据参数;

[0006] 定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项,计算超声切片中像素灰度的贡献;

[0007] 定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重,计算超声切片中像素的贡献范围和大小;

[0008] 根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中体素的灰度值;

[0009] 通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。

[0010] 在本发明的其他方案中,通过人为判断感兴趣区域在人体中的空间位置,预设超声体数据的大小、方向、间距。

[0011] 在本发明的其他方案中,中位数绝对偏差项记录的是当前超声切片中的一个像素与其周围一范围的所有像素平均灰度的偏差。

[0012] 在本发明的其他方案中,四分位间距绝对偏差项记录的是当前超声切片中的一个像素与其周围一范围内的部分像素间的灰度差的平均值。

[0013] 在本发明的其他方案中,中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切

片中像素灰度的贡献的权重各占一半。

[0014] 在本发明的其他方案中,依据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中所有体素的灰度值,在体素存在多个灰度值时,通过计算平均值得到体素的灰度值。

[0015] 在本发明的其他方案中,插值方法是双线性插值算法。

[0016] 本发明实施例还提供了一种基于动态赋值的超声体数据重建系统,包括:

[0017] 超声体数据参数定义模块,其根据感兴趣区域的空间位置,定义超声体数据参数;

[0018] 中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项计算模块,其定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项,计算超声切片中像素灰度的贡献;

[0019] 超声切片像素贡献计算模块,其定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重,计算超声切片中像素的贡献范围和大小;

[0020] 超声体数据体素灰度值计算模块,其根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中体素的灰度值;

[0021] 超声体数据空缺体素灰度值计算模块,其通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。

[0022] 本发明能够快速精准的重建超声体数据,为临床病灶诊疗提供理论指导。

## 附图说明

[0023] 图 1 是本发明实施例的基于动态赋值的超声体数据重建方法的流程示意图;

[0024] 图 2 是本发明所提出的超声序列图像采集方法示意图;

[0025] 图 3 是本发明实施例的基于动态赋值的超声体数据重建系统的结构示意图。

## 具体实施方式

[0026] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步详细描述,但不作为对本发明的限定。

[0027] 图 1 为本发明实施例的基于动态赋值的超声体数据重建方法的流程示意图,具体步骤包括:

[0028] 步骤 S1,

[0029] 根据感兴趣区域的空间位置,定义超声体数据参数。定义超声体数据的大小为  $n_1 \times n_2 \times n_3$ , 图像间距为  $[a_1, a_2, a_3]$ , 方向为  $[x, y, z]$ 。

[0030] 其中,可以通过人为判断感兴趣区域在人体中的空间位置,预设超声体数据的大小、方向、间距。

[0031] 步骤 S2,

[0032] 定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项,计算超声切片中像素灰度的贡献。

[0033] 超声切片的采集方法主要分为三种,如图 2 所示。定义  $u_j^i$ , ( $j \in N$ ) 为超声切片中一个像素  $u_i$  周围一范围内的  $N$  个像素,  $I(u_i)$  表示像素  $u_i$  的灰度值,  $u_i^{mid}$  为  $(N+1)$  个像素按

灰度值排序后的中位数,则像素  $u_i$  的中位数绝对偏差  $MAD(u_i)$  定义为:

$$[0034] \quad MAD(u_i) := abs(I(u_i^{mid}) - I(u_i))$$

[0035] 设  $I_{\max}(u_i)$  和  $I_{\min}(u_i)$  表示超声切片中一个像素  $u_i$  周围一范围内灰度值最大和最小的像素,灰度值位于最大灰度的 25% 到 75% 范围内的像素可以表示为:

$$[0036] \quad u_i^{25\% \rightarrow 75\%} \subset [I_{\min}(u_i) + 0.25 \times (I_{\max}(u_i) - I_{\min}(u_i)), I_{\min}(u_i) + 0.75 \times (I_{\max}(u_i) - I_{\min}(u_i))] \quad (3-4) \text{ 像素 } u_i \text{ 的四分}$$

位间距绝对偏差项  $IQRAD(u_i)$  表示为:

$$[0037] \quad IQRAD(u_i) := \sum_j (I(u_i^j) - I(u_i)) / n, u_i^j \in u_i^{25\% \rightarrow 75\%}$$

[0038] 步骤 S3,

[0039] 定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重,计算超声切片中像素的贡献范围和大小。

[0040] 定义  $H(u_i)$  为超声切片中一个像素  $u_i$  的贡献,由中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项表示为:

$$[0041] \quad H(u_i) = \alpha \times MAD(u_i) + \beta \times IQRAD(u_i)$$

[0042] 其中,  $\alpha$  和  $\beta$  分别表示  $MAD(u_i)$  和  $IQRAD(u_i)$  的权重系数,定义为  $\alpha = \beta = \frac{1}{2}$ 。

[0043] 步骤 S4,

[0044] 根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中体素的灰度值。

[0045] 定义  $I(u_i)$ ,  $i = 1, 2, \dots, n$  表示对超声体数据中一个体素  $x_j$  有贡献的像素  $u_i$  灰度值,  $D(u_i, x_j)$  表示像素  $u_i$  与体素  $x_j$  间的欧氏距离,则体素  $x_j$  的灰度值  $V(x_j)$  计算公式为:

$$[0046] \quad V(x_j) = \frac{\sum_{i=1}^n I(u_i, x_j)}{\sum_{i=1}^n D(u_i, x_j)} = \frac{\sum_{i=1}^n I(u_i) / D(u_i, x_j)}{\sum_{i=1}^n D(u_i, x_j)}$$

[0047] 步骤 S5,

[0048] 通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。

[0049] 定义  $(x, y, z)$  为超声体数据中的一个没有赋值的体素,根据该体素周围一个范围内已经赋值的体素,通过插值方法计算得到该体素的灰度值,定义  $N$  表示已经赋值的体素的数目,  $d(x_i, y_i, z_i)$  表示  $(x_i, y_i, z_i)$  到  $(x, y, z)$  的欧式距离,体素  $(x, y, z)$  的灰度值  $V(x, y, z)$  为:

$$[0050] \quad V(x, y, z) = \frac{\sum_{i=1}^N V(x_i, y_i, z_i) \times \frac{1}{d(x_i, y_i, z_i)}}{\sum_{i=1}^M \frac{1}{d(x_i, y_i, z_i)}}$$

[0051] 插值方法优选是双线性插值算法,当然也可以为其他合适的算法。

[0052] 利用本发明,能够快速精准的重建超声体数据,为临床病灶诊疗提供理论指导。

[0053] 以下描述本发明实施例的基于动态赋值的超声体数据重建系统。

[0054] 图 3 是本发明实施例的基于动态赋值的超声体数据重建系统的结构示意图。如图 3 所示,基于动态赋值的超声体数据重建系统包括超声体数据参数定义模块、中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项计算模块、超声切片像素贡献计算模块、超声体数据体素灰度值计算模块、超声体数据空缺体素灰度值计算模块。

[0055] 以下描述各个模块的功能。

[0056] 1、超声体数据参数定义模块

[0057] 根据感兴趣区域的空间位置,定义超声体数据参数。定义超声体数据的大小为  $n_1 \times n_2 \times n_3$ , 图像间距为  $[a_1, a_2, a_3]$ , 方向为  $[x, y, z]$ 。

[0058] 其中,可以通过人为判断感兴趣区域在人体中的空间位置,预设超声体数据的大小、方向、间距。

[0059] 2、中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项计算模块

[0060] 定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项,计算超声切片中像素灰度的贡献。

[0061] 定义  $u_i^j$  ( $j \in N$ ) 为超声切片中一个像素  $u_i$  周围一定范围内的  $N$  个像素,  $I(u_i)$  表示像素  $u_i$  的灰度值,  $u_i^{mid}$  为  $(N+1)$  个像素按灰度值排序后的中位数,则像素  $u_i$  的中位数绝对偏差  $MAD(u_i)$  定义为:

$$[0062] \quad MAD(u_i) := \text{abs}(I(u_i^{mid}) - I(u_i))$$

[0063] 设  $I_{\max}(u_i)$  和  $I_{\min}(u_i)$  表示超声切片中一个像素  $u_i$  周围一定范围内灰度值最大和最小的像素,灰度值位于最大灰度的 25% 到 75% 范围内的像素可以表示为:

$$[0064] \quad u_i^{25\% \rightarrow 75\%} \subset [I_{\min}(u_i) + 0.25 \times (I_{\max}(u_i) - I_{\min}(u_i)), I_{\min}(u_i) + 0.75 \times (I_{\max}(u_i) - I_{\min}(u_i))] \quad (3-4)$$

[0065] 像素  $u_i$  的四分位间距绝对偏差项  $IQRAD(u_i)$  表示为:

$$[0066] \quad IQRAD(u_i) := \sum_j (I(u_i^j) - I(u_i)) / n, u_i^j \in u_i^{25\% \rightarrow 75\%}$$

[0067] 3、超声切片像素贡献计算模块

[0068] 定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重,计算超声切片中像素的贡献范围和大小。

[0069] 定义  $H(u_i)$  为超声切片中一个像素  $u_i$  的贡献,由中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项表示为:

$$[0070] \quad H(u_i) = \alpha \times MAD(u_i) + \beta \times IQRAD(u_i)$$

[0071] 其中,  $\alpha$  和  $\beta$  分别表示  $MAD(u_i)$  和  $IQRAD(u_i)$  的权重系数,定义为  $\alpha = \beta = \frac{1}{2}$ 。

[0072] 4、超声体数据体素灰度值计算模块

[0073] 根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小,计算超声体数据中体素的灰度值。

[0074] 定义  $I(u_i)$ ,  $i = 1, 2, \dots, n$  表示对超声体数据中一个体素  $x_j$  有贡献的像素  $u_i$  灰度值,  $D(u_i, x_j)$  表示像素  $u_i$  与体素  $x_j$  间的欧氏距离,则体素  $x_j$  的灰度值  $V(x_j)$  计算公式为:

$$[0075] \quad V(x_j) = \frac{\sum_{i=1}^n I(u_i, x_j)}{\sum_{i=1}^n D(u_i, x_j)} = \frac{\sum_{i=1}^n I(u_i) / D(u_i, x_j)}{\sum_{i=1}^n D(u_i, x_j)}$$

[0076] 5、超声体数据空缺体素灰度值计算模块

[0077] 通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。

[0078] 定义  $(x, y, z)$  为超声体数据中的一个没有赋值的体素, 根据该体素周围一个范围内已经赋值的体素, 通过插值方法计算得到该体素的灰度值, 定义  $N$  表示已经赋值的体素的数目,  $d(x_i, y_i, z_i)$  表示  $(x_i, y_i, z_i)$  到  $(x, y, z)$  的欧式距离, 体素  $(x, y, z)$  的灰度值  $V(x, y, z)$  为:

$$[0079] \quad V(x, y, z) = \frac{\sum_{i=1}^N V(x_i, y_i, z_i) \times \frac{1}{d(x_i, y_i, z_i)}}{\sum_{i=1}^M \frac{1}{d(x_i, y_i, z_i)}}$$

[0080] 插值方法优选是双线性插值算法, 当然也可以为其他合适的算法。

[0081] 利用本发明, 能够快速精准的重建超声体数据, 为临床病灶诊疗提供理论指导。

[0082] 当然, 以上所述是本发明的优选实施方式。为方便说明起见, 使用了步骤 S1、S2 等序号, 但是应该认识到的是, 这些步骤本身还可以包括其他过程, 这些步骤之间还可以有其他步骤, 这也在本发明的保护范围之内。应当指出, 对于本技术领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明原理的前提下, 还可以做出若干改进和润饰, 这些改进和润饰也视为本发明的保护范围。

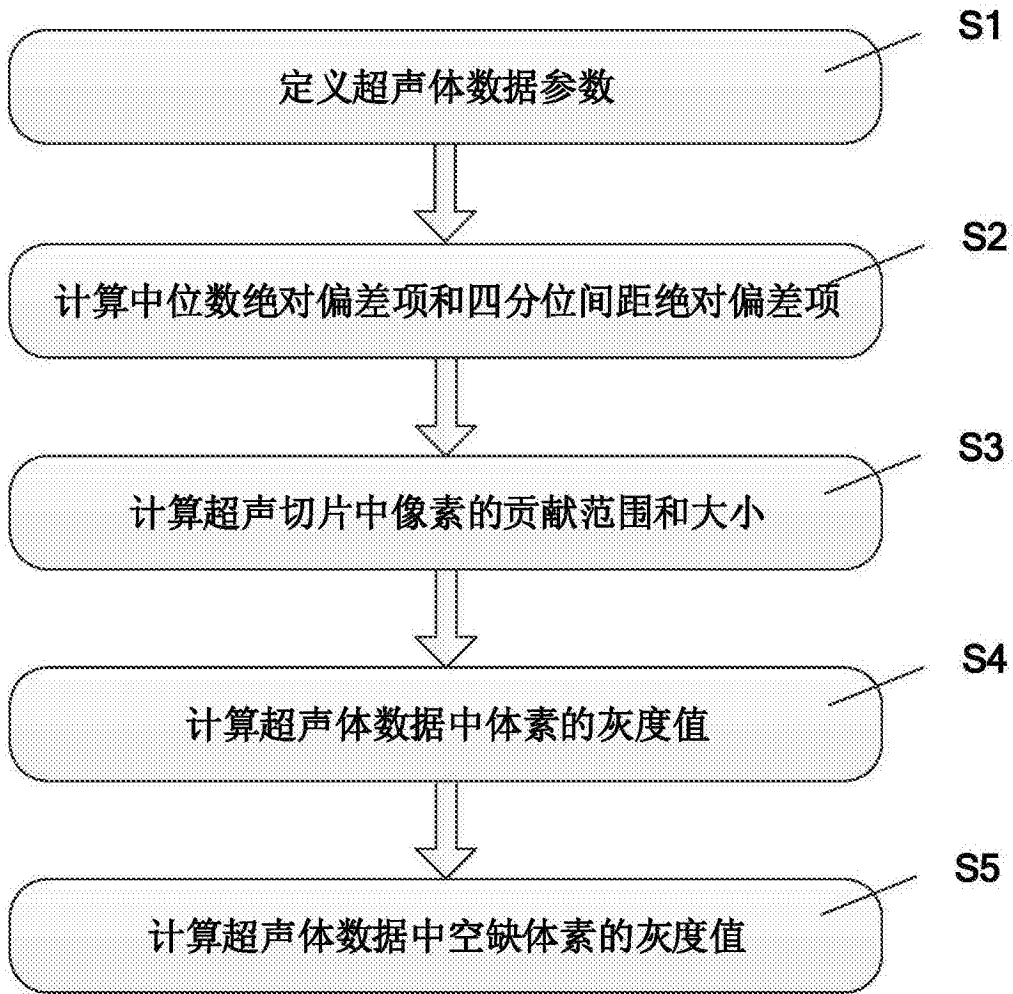


图 1

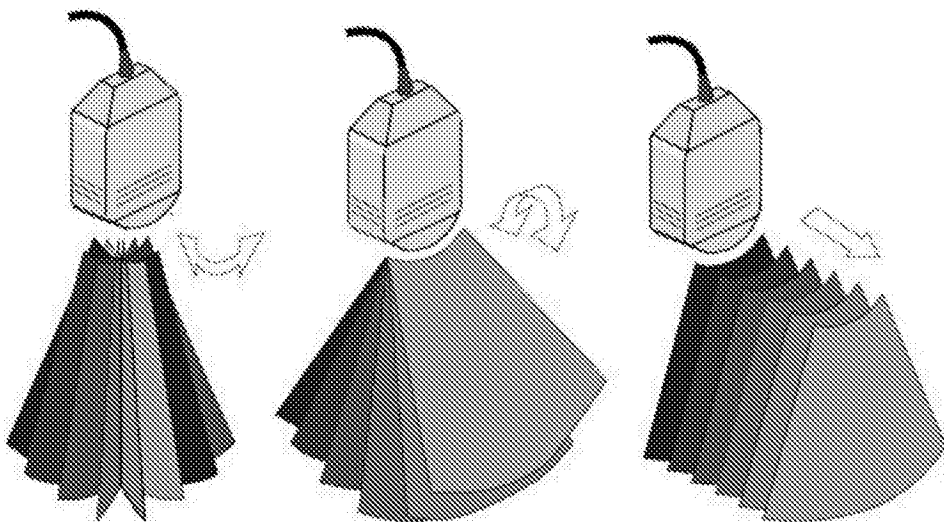


图 2

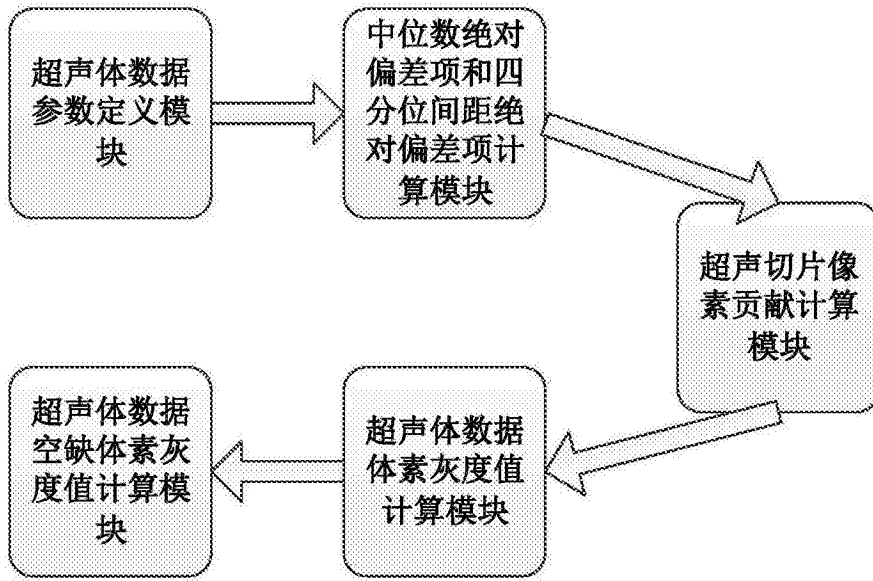


图 3

专利名称(译)	基于动态赋值的超声体数据重建方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN105139440A</a>	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	CN201510391290.1	申请日	2015-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	嘉恒医疗科技(上海)有限公司		
申请(专利权)人(译)	嘉恒医疗科技(上海)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	嘉恒医疗科技(上海)有限公司		
[标]发明人	郑重 吴文波 杨文晖 赖暖翔		
发明人	郑重 吴文波 杨文晖 赖暖翔		
IPC分类号	G06T17/00 A61B8/00		
代理人(译)	王泽云		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开基于动态赋值的超声体数据重建方法和系统，该方法包括：根据感兴趣区域的空间位置，定义超声体数据参数；定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项，计算超声切片中像素灰度的贡献；定义中位数绝对偏差项和四分位间距绝对偏差项对于超声切片中像素灰度的贡献的权重，计算超声切片中像素的贡献范围和大小；根据用于超声体数据重建的所有超声切片的像素贡献范围和大小，计算超声体数据中体素的灰度值；通过插值方法计算超声体数据中的空缺体素的灰度值。本发明能够快速精准的重建超声体数据，为临床病灶诊疗提供理论指导。

