

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/13 (2006.01)

G06T 5/00 (2006.01)

G06F 17/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710103118.7

[43] 公开日 2008年10月29日

[11] 公开号 CN 101292883A

[22] 申请日 2007.4.23

[21] 申请号 200710103118.7

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司  
地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

[72] 发明人 姚 斌 田 勇 胡勤军

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 张亚宁 刘宗杰

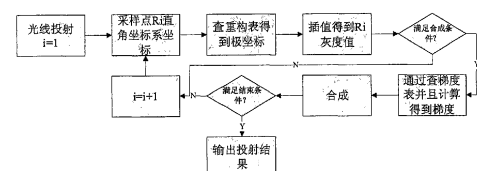
权利要求书 7 页 说明书 15 页 附图 6 页

## [54] 发明名称

超声三维快速成像方法及其装置

## [57] 摘要

本发明公开了一种超声三维快速成像方法与装置。所述方法包括采集步骤、截取步骤、平滑步骤、投射步骤、查表步骤、合成步骤、以及输出步骤。所述装置包括采集模块、截取模块、平滑模块、投射模块、查表模块、合成模块、以及输出模块。本发明通过平滑处理以及构建重构表与梯度表，对于需要计算的点才进行变换获取，这样可以避免大量的不必要的重构计算。与现有技术相比，本发明更加符合一般的情况，因为很难有探头的旋转半径与探头半径一致。



1. 一种超声三维快速成像方法，其特征在于，包括：

采集步骤，用于使用机械超声探头扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；

平滑步骤，用于对体数据进行平滑处理；

构建步骤，用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p_1, p_2, p_3)$ ，其中  $G=(p_1, p_2, p_3)=\left(\frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi}\right)$ ；

投射步骤，用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值，通过投射获得采样点的直角坐标；

查表步骤，用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标，并且插值计算采样点的灰度值；

合成步骤，用于对于满足合成条件的灰度值，查梯度表计算采样点的梯度，并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积，以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度；对于不满足合成条件的情况，则返回投射步骤；以及

输出步骤，用于如果到了预定的结束条件，则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值，否则，返回到投射步骤。

2. 一种超声三维快速成像方法，其特征在于，包括：

采集步骤，用于使用机械超声探头扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；

构建步骤，用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p_1, p_2, p_3)$ ，其中  $G=(p_1, p_2, p_3)=\left(\frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi}\right)$ ；

投射步骤，用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值，通过投射获得采样点的直角坐标；

查表步骤，用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标；

平滑步骤，用于对采样点的体数据进行平滑处理，以获取体数据在采样点坐标位置的平滑数据；

合成步骤，用于对于满足合成条件的灰度值，查梯度表计算采样点的梯度，并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积，以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度；对于不满足合成条件的情况，则返回投射步骤；以及

输出步骤，用于如果到了预定的结束条件，则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值，否则，返回到投射步骤。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法，其特征在于，还包括：截取步骤，用于通过界面设置感兴趣区域，并从体数据缓存中截取感兴趣区域部分的数据，并对所截取的数据进行平滑步骤以及后续步骤的处理。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法，其特征在于：所述平滑处理为均值滤波或中值滤波处理。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法，其特征在于：所述平滑处理是选择当前点各个方向中最均匀的方向进行平滑。

6. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法，其特征在于，在所述重构表中所述直角坐标系 $(x,y,z)$ 到极坐标系 $(r,theta,phi)$ 的变换关系为：

$$R' = \sqrt{y^2 + z^2},$$

$$phi = \tan^{-1}(z/y);$$

$$r = |AP| - pr = \sqrt{(pr - fr + R')^2 + x^2} - pr,$$

$$theta = \tan^{-1}(x/(pr - fr + R'));$$

其中所述重构表包括 $(y, z)$ 与 $(R', phi)$ 的对应表，以及 $(x, R')$ 与 $(r, theta)$ 的对应表。

7. 如权利要求1或2所述的超声三维快速成像方法, 其特征在于: 当旋转角度、帧间角度、B图扫描深度、或扫描角度发生变化时, 则重新构建重构表; 否则, 一直使用已构建的重构表。

8. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法, 其特征在于, 所述查表步骤为: 通过  $y$  和  $z$  坐标查表得到  $R'$  和  $phi$ , 然后通过  $R'$  和  $x$  坐标查表得到  $r$  和  $theta$  坐标。

9. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法, 其特征在于, 所述查梯度表计算采样点的梯度为, 将直角坐标点  $P(x, y, z)$  变换为极坐标点  $(r, theta, phi)$ , 通过  $(r, theta, phi)$  查梯度表得到  $(p1, p2, p3)$ , 使用  $(p1, p2, p3)$  作为三个坐标轴的步长, 按照下式计算梯度  $Grad$ :

$$\begin{aligned} Grad &= (Gr, Gtheta, Gphi) \\ &= (V(r + \xi \cdot p1, theta, phi) - V(r - \xi \cdot p1, theta, phi), \\ &V(r, theta + \xi \cdot p2, phi) - V(r, theta - \xi \cdot p2, phi), \\ &V(r, theta, phi + \xi \cdot p3) - V(r, theta, phi - \xi \cdot p3)) \end{aligned}$$

其中  $\xi$  因子用于控制步长, 可选择  $\xi$  为 2。

10. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法, 其特征在于: 给灰度和不透明度所赋的初始值为 0。

11. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法, 其特征在于, 按照下式计算累积的灰度  $I_{out}$  和累积的不透明度  $\alpha_{out}$ :

$$\begin{aligned} I_{out} &= I_{in} + (1 - \alpha_{in}) \cdot \alpha_i \cdot C_i \cdot T_i; \\ \alpha_{out} &= \alpha_{in} + \alpha_i \cdot (1 - \alpha_{in}); \end{aligned}$$

其中  $I_{in}$  和  $I_{out}$  为累积的灰度,  $\alpha_{in}$  和  $\alpha_{out}$  为累积的不透明度,  $C_i$  和  $\alpha_i$  为当前光线经过的像素点灰度及不透明度, 以及  $T_i$  为梯度单位向量与光线方向单位向量内积。

12. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法, 其特征在于: 所述合成条件是针对当前采样点的灰度而设置的一个阈值, 如果灰度低于该阈值, 则认为该点为噪声, 于是不对该点进行合成;

根据不同的机器噪声水平取该阈值为 30。

13. 如权利要求 1 或 2 所述的超声三维快速成像方法，其特征在于，所述结束条件设置为满足如下条件之一：

- a)  $\alpha_{out} < K$ ，其中  $K \leq 1$ ；
- b) 光线在体数据重采样到了最后一点。

14. 一种超声三维快速成像装置，包括：

采集模块，用于扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；

平滑模块，用于对体数据进行平滑处理；

构建模块，用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p1, p2, p3)$ ，其中  $G = (p1, p2, p3) = \left( \frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi} \right)$ ；

投射模块，用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值，通过投射获得采样点的直角坐标；

查表模块，用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标，并且插值计算采样点的灰度值；

合成模块，用于对于满足合成条件的灰度值，查梯度表计算采样点的梯度，并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积，以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度；对于不满足合成条件的情况，则返回投射步骤；以及

输出模块，用于如果到了预定的结束条件，则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值，否则，返回到投射模块。

15. 一种超声三维快速成像装置，包括：

采集模块，用于扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；

构建模块，用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点

$(r, \theta, \phi)$ 对应的 $(p_1, p_2, p_3)$ , 其中  $G=(p_1, p_2, p_3)=\left(\frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi}\right)$ ;

投射模块, 用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值, 通过投射获得采样点的直角坐标;

查表模块, 用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标;

平滑模块, 用于对采样点的体数据进行平滑处理, 以获取体数据在采样点坐标位置的平滑数据;

合成模块, 用于对于满足合成条件的灰度值, 查梯度表计算采样点的梯度, 并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积, 以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度; 对于不满足合成条件的情况, 则返回投射步骤; 以及

输出模块, 用于如果到了预定的结束条件, 则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值, 否则, 返回到投射模块。

16. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于, 还包括: 截取模块, 用于通过界面设置感兴趣区域, 并从体数据缓存中截取感兴趣区域部分的数据, 并将所截取的数据传输给平滑模块以及后续模块进行处理。

17. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于: 所述平滑模块对体数据进行均值滤波或中值滤波处理。

18. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于: 所述平滑模块选择当前点各个方向中最均匀的方向进行平滑处理。

19. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于, 在所构建的重构表中, 所述直角坐标系 $(x, y, z)$ 到极坐标系 $(r, \theta, \phi)$ 的变换关系为:

$$R' = \sqrt{y^2 + z^2},$$

$$\phi = \tan^{-1}(z / y);$$

$$r=|AP|-pr = \sqrt{(pr - fr + R')^2 + x^2} - pr ,$$

$$theta = \tan^{-1}(x/(pr - fr + R')) ;$$

其中所述重构表包括  $(y, z)$  与  $(R', phi)$  的对应表, 以及  $(x, R')$  与  $(r, theta)$  的对应表。

20. 如权利要求14或15所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于: 当旋转角度、帧间角度、B图扫描深度、或扫描角度发生变化时, 则重新构建重构表; 否则, 一直使用已构建的重构表。

21. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于: 所述查表模块通过  $y$  和  $z$  坐标查表得到  $R'$  和  $phi$ , 然后通过  $R'$  和  $x$  坐标查表得到  $r$  和  $theta$  坐标。

22. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于, 所述合成模块将直角坐标点  $P(x, y, z)$  变换为极坐标点  $(r, theta, phi)$ , 通过  $(r, theta, phi)$  查梯度表得到  $(p1, p2, p3)$ , 使用  $(p1, p2, p3)$  作为三个坐标轴的步长, 按照下式计算梯度  $Grad$ :

$$\begin{aligned} Grad &= (Gr, Gtheta, Gphi) \\ &= (V(r + \xi \cdot p1, theta, phi) - V(r - \xi \cdot p1, theta, phi), \\ &V(r, theta + \xi \cdot p2, phi) - V(r, theta - \xi \cdot p2, phi), \\ &V(r, theta, phi + \xi \cdot p3) - V(r, theta, phi - \xi \cdot p3)) \end{aligned}$$

其中  $\xi$  因子用于控制步长, 可以选择为 2。

23. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于: 所述投射模块给灰度和不透明度所赋的初始值为 0。

24. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置, 其特征在于, 所述合成模块按照下式计算累积的灰度  $I_{out}$  和累积的不透明度  $\alpha_{out}$ :

$$\begin{aligned} I_{out} &= I_{in} + (1 - \alpha_{in}) \cdot \alpha_i \cdot C_i \cdot T_i ; \\ \alpha_{out} &= \alpha_{in} + \alpha_i \cdot (1 - \alpha_{in}) ; \end{aligned}$$

其中  $I_{in}$  和  $I_{out}$  为累积的灰度,  $\alpha_{in}$  和  $\alpha_{out}$  为累积的不透明度,  $C_i$  和  $\alpha_i$  为当前光线经过的像素点灰度及不透明度, 以及  $T_i$  为梯度单位向量与光线

方向单位向量内积。

25. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像方法，其特征在于：所述合成条件是针对当前采样点的灰度而设置的一个阈值，如果灰度低于该阈值，则认为该点为噪声，于是不对该点进行合成；根据不同的机器噪声水平取该阈值为 30。

26. 如权利要求 14 或 15 所述的超声三维快速成像装置，其特征在于，所述结束条件设置为满足如下条件之一：

- a)  $\alpha_{out} < K$ ，其中  $K \leq 1$ ；
- b) 光线在体数据重采样到了最后一点。

## 超声三维快速成像方法及其装置

### 技术领域

本发明涉及一种成像方法与装置，尤其是涉及一种超声三维成像方法与装置。

### 背景技术

超声三维成像现在最普遍的应用是在产科对于胎儿的成像，临床上可以直观的观察肚中胎儿是否有裂唇、脐带绕脖等现象。另外，还可以用于观察胆囊、膀胱等部位的成像。这类三维成像的特点是成像组织运动相对较慢，对时间分辨率要求不高。这类组织可以直接使用普通的1D探头使用自由臂扫描或者使用机械探头由马达带动探头扫描来实现成像，使用机械探头的成像速度一般是在2-4帧/秒。高级的超声三维成像主要是2D探头的高速三维成像，这类成像主要针对心脏这类高速运动的组织器官。由于使用的是2D探头可以高速获得所需数据，因此可以达到很高的时间分辨率，一般可以达到20帧/秒。

三维成像技术主要包括三个部分，一是数据的采集，二是数据处理，三是成像方法。

数据的采集主要是如何得到三维成像所需的体积数据，使用自由臂为例，体积数据就是1D探头沿着与探头厚度方向(Elevation Direction)匀速运动扫描得到的序列图像数据，这部分数据包含了探头扫过部分的三维信息，从而可以用于三维成像。机械探头使用的是由马达带动探头绕着某一支轴扇扫的方式获得所需要的体积数据。数据采集得到的是一系列的扫描线数据，也可以看作是一系列坐标变换前的图像序列。这些数据的每个点都代表了所扫的三维空间上的某个点，称为体素(Voxel)。

数据处理是在成像前对采集的数据处理的过程，一般包括了重构过程。主要是将得到的极坐标数据转变为直角坐标数据，从而对采集的数据进行坐标变换得到与真实空间一致的体数据。这时体素的相对位置与真实空间一致。

有了体数据，一般的成像方法使用的是光线跟踪方法。通过在虚拟的三维空间中添加视点，视平面以及体数据，使用视点与视平面上的像素的连线作为光线方向对体数据进行重采样。对于重采样的数据，使用光线数学模型进行结合得到一个结果值，该值就是对应的视平面像素的灰度。当所有的像素位置都得到了结果值，那么也就完成了一次对体数据的成像。

受让人为 Aloka，名称为“Ultrasound image processing apparatus and method of forming and displaying ultrasound images by the apparatus”，专利号为 5911691 的美国专利详细介绍了使用光线跟踪的方法进行三维成像。

如图 1 所示，在数据采集方面，该专利提出按照视点位置进行数据采集。对于 1D 的机械探头而言就是探头旋转的半径与探头半径一致，那么得到的扫描线方向延长线就会聚集在同一个点。将该点作为视点，那么光线的方向就会与扫描线方向一致。也就是说，每条扫描线就可以对应一条视点与视平面像素的连线，这样的设计将大大降低运算量，因为：

- a) 不需要进行重构；
- b) 不需要对一个三维的数据按照光线方向计算入射点等参数以及重采样操作。

有了体数据，该专利的成像方法是常规的光线跟踪方法。不同的是，它只需要对于每一条扫描线进行计算就可以得到结果图像。如图 2 所示，立方体代表了某条光线（在该专利就是扫描线）上的体素，平行四边形代表了视平面，就是结果图像，该光线上的数据合成得到的像素是  $P(x, y)$ 。数据合成使用的是一个迭代的过程，该

过程模拟了光线穿透不同的介质(介质属性使用数据点值描述)被吸收以及穿透的过程。每个体素根据其灰度的不同会有一个不透明度,一般是正比于灰度值的单调曲线。不透明度标记为  $a_i$ , 体素灰度标记为  $e_i$ 。数据合成步骤为:

i) 对于第一个体素  $i=1, C_{INi}=0$ ;

ii)  $C_{OUTi} = (1-a_i) * C_{INi} + a_i * e_i$ ;

iii)  $i=i+1, C_{INi} = C_{OUTi-1}$ ;

iv) 如果  $\sum_{k=1}^{i-1} a_k = 1$  或者  $i$  超出了体素范围, 则输出  $C_{INi}$ ; 否则,

跳到 ii)。

该技术方案的一个问题是与探头相关, 因为其前提条件是视点、探头旋转原点、探头原点一致, 这就要求使用的是二维探头或者使用特别设计的机械探头。这是限制该技术的一个问题。另外, 一旦视点固定, 也就是说无法进行放大缩小旋转的操作, 因为这些都使得光线与扫描线方向不一致, 从而无法达到本专利的一个关键-降低计算量的目的。

### 发明内容

本发明的目的就是要克服现有方法的这些缺点, 提供一种针对常规的机械探头的三维成像方法与装置, 来实现超声三维的快速而准确的成像。为了实现这一目的, 本发明所采取的技术方案如下。

按照本发明的第一方面, 提供一种超声三维快速成像方法, 包括: 采集步骤, 用于使用机械超声探头扫描和采集极坐标形式的体数据, 并保存在体数据缓存中; 平滑步骤, 用于对体数据进行平滑处理; 构建步骤, 用于构建重构表和梯度表, 其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系, 其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p_1, p_2, p_3)$ , 其中  $G=(p_1, p_2, p_3) = \left( \frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi} \right)$ ; 投射步骤, 用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值, 通过投射获得采样点的直角坐标; 查表步骤, 用于根据采样点的直

角坐标查表得到其极坐标，并且插值计算采样点的灰度值；合成步骤，用于对于满足合成条件的灰度值，查梯度表计算该采样点的梯度，并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积，以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度，对于不满足合成条件的情况，则返回投射步骤；以及输出步骤，用于如果到了预定的结束条件，则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值，否则，返回到投射步骤。

按照本发明的第二方面，还是提供一种超声三维快速成像方法，包括：采集步骤，用于使用机械超声探头扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；构建步骤，用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p_1, p_2, p_3)$ ，其中  $G=(p_1, p_2, p_3)=\left(\frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi}\right)$ ；投射步骤，用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值，通过投射获得采样点的直角坐标；查表步骤，用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标；平滑步骤，用于对采样点的体数据进行平滑处理，以获取体数据在采样点坐标位置的平滑数据；合成步骤，用于对于满足合成条件的灰度值，查梯度表计算采样点的梯度，并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积，以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度，对于不满足合成条件的情况，则返回投射步骤；以及输出步骤，用于如果到了预定的结束条件，则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值，否则，返回到投射步骤。

可选地是，按照本发明第一方面或第二方面的超声三维快速成像方法还包括：截取步骤，用于通过界面设置感兴趣区域，并从体数据缓存中截取感兴趣区域部分的数据，并对所截取的数据进行平滑步骤以及后续步骤的处理。

优选地是，其中所述平滑处理为均值滤波或中值滤波处理，所

述平滑处理是选择当前点各个方向中最均匀的方向进行平滑。

其中在所述重构表中，所述直角坐标系  $(x,y,z)$  到极坐标系  $(r,theta,phi)$  的变换关系为：

$$R' = \sqrt{y^2 + z^2},$$

$$phi = \tan^{-1}(z/y);$$

$$r = |AP| - pr = \sqrt{(pr - fr + R')^2 + x^2} - pr,$$

$$theta = \tan^{-1}(x/(pr - fr + R'));$$

其中所述重构表包括  $(y, z)$  与  $(R', phi)$  的对应表，以及  $(x, R')$  与  $(r, theta)$  的对应表。当旋转角度、帧间角度、B 图扫描深度、或扫描角度发生变化时，则重新构建重构表；否则，一直使用已构建的重构表。所述查表步骤为：通过  $y$  和  $z$  坐标查表得到  $R'$  和  $phi$ ，然后通过  $R'$  和  $x$  坐标查表得到  $r$  和  $theta$  坐标。

所述查梯度表计算采样点的梯度为，将直角坐标点  $P(x, y, z)$  变换为极坐标点  $(r, theta, phi)$ ，通过  $(r, theta, phi)$  查梯度表得到  $(p1, p2, p3)$ ，使用  $(p1, p2, p3)$  作为三个坐标轴的步长，按照下式计算梯度  $Grad$ ：

$$\begin{aligned} Grad &= (Gr, Gtheta, Gphi) \\ &= (V(r + \xi \cdot p1, theta, phi) - V(r - \xi \cdot p1, theta, phi), \\ &V(r, theta + \xi \cdot p2, phi) - V(r, theta - \xi \cdot p2, phi), \\ &V(r, theta, phi + \xi \cdot p3) - V(r, theta, phi - \xi \cdot p3)) \end{aligned}$$

其中  $\xi$  因子用于控制步长，可以选择为 2。

其中给灰度和不透明度所赋的初始值为 0。按照下式计算累积的灰度  $I_{out}$  和累积的不透明度  $\alpha_{out}$ ：

$$\begin{aligned} I_{out} &= I_{in} + (1 - \alpha_{in}) \cdot \alpha_i \cdot C_i \cdot T_i; \\ \alpha_{out} &= \alpha_{in} + \alpha_i \cdot (1 - \alpha_{in}); \end{aligned}$$

其中  $I_{in}$  和  $I_{out}$  为累积的灰度， $\alpha_{in}$  和  $\alpha_{out}$  为累积的不透明度， $C_i$  和  $\alpha_i$  为当前光线经过的像素点灰度及不透明度，以及  $T_i$  为梯度单位向量与光线

方向单位向量内积。

所述合成条件是针对当前采样点的灰度而设置的一个阈值，如果灰度低于该阈值，则认为该点为噪声，于是不对该点进行合成；根据不同的机器噪声水平取该阈值为 30。

其中所述结束条件设置为满足如下条件之一：

- a)  $\alpha_{out} < K$ ，其中  $K \leq 1$ ；
- b) 光线在体数据重采样到了最后一点。

按照本发明的第三方面，提供一种超声三维快速成像装置，包括：采集模块，用于扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；平滑模块，用于对体数据进行平滑处理；构建模块，用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p1, p2, p3)$ ，其中  $G = (p1, p2, p3) = \left( \frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi} \right)$ ；投射模块，用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值，通过投射获得采样点的直角坐标；查表模块，用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标，并且插值计算采样点的灰度值；合成模块，用于对于满足合成条件的灰度值，查梯度表计算该采样点的梯度，并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积，以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度，对于不满足合成条件的情况，则返回投射步骤；以及输出模块，用于如果到了预定的结束条件，则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值，否则，返回到投射模块。

按照本发明的第四方面，还是提供一种超声三维快速成像装置，包括：采集模块，用于扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；构建模块，用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p1, p2, p3)$ ，其中

$G=(p1, p2, p3)=\left(\frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi}\right)$ ; 投射模块, 用于确定采样的起始点

并给灰度、不透明度赋初始值, 通过投射获得采样点的直角坐标; 查表模块, 用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标; 平滑模块, 用于对采样点的体数据进行平滑处理, 以获取体数据在采样点坐标位置的平滑数据; 合成模块, 用于对于满足合成条件的灰度值, 查梯度表计算采样点的梯度, 并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积, 以及基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度, 对于不满足合成条件的情况, 则返回投射步骤; 以及输出模块, 用于如果到了预定的结束条件, 则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值, 否则, 返回到投射模块。

可选地是, 按照本发明第三方面或第四方面的超声三维快速成像装置还包括: 截取模块, 用于通过界面设置感兴趣区域, 并从体数据缓存中截取感兴趣区域部分的数据, 并将所截取的数据传输给平滑模块以及后续模块进行处理。

优选地是, 所述平滑模块对体数据进行均值滤波或中值滤波处理, 所述平滑模块选择当前点各个方向中最均匀的方向进行平滑处理。

在所构建的重构表中, 所述直角坐标系  $(x,y,z)$  到极坐标系  $(r,\theta,\phi)$  的变换关系为:

$$R' = \sqrt{y^2 + z^2},$$

$$\phi = \tan^{-1}(z/y);$$

$$r = |AP| - pr = \sqrt{(pr - fr + R')^2 + x^2} - pr,$$

$$\theta = \tan^{-1}(x/(pr - fr + R'));$$

其中所述重构表包括  $(y, z)$  与  $(R', \phi)$  的对应表, 以及  $(x, R')$  与  $(r, \theta)$  的对应表。当旋转角度、帧间角度、B 图扫描深度、或扫

描角度发生变化时，则重新构建重构表；否则，一直使用已构建的重构表。所述查表模块通过  $y$  和  $z$  坐标查表得到  $R'$  和  $phi$ ，然后通过  $R'$  和  $x$  坐标查表得到  $r$  和  $theta$  坐标。

所述合成模块将直角坐标点  $P(x, y, z)$  变换为极坐标点  $(r, theta, phi)$ ，通过  $(r, theta, phi)$  查梯度表得到  $(p1, p2, p3)$ ，使用  $(p1, p2, p3)$  作为三个坐标轴的步长，按照下式计算梯度  $Grad$ ：

$$\begin{aligned} Grad &= (Gr, Gtheta, Gphi) \\ &= (V(r + \xi \cdot p1, theta, phi) - V(r - \xi \cdot p1, theta, phi), \\ &V(r, theta + \xi \cdot p2, phi) - V(r, theta - \xi \cdot p2, phi), \\ &V(r, theta, phi + \xi \cdot p3) - V(r, theta, phi - \xi \cdot p3)) \end{aligned}$$

其中  $\xi$  因子用于控制步长，可以选择为 2。

其中所述投射模块给灰度和不透明度所赋的初始值为 0。所述合成模块按照下式计算累积的灰度  $I_{out}$  和累积的不透明度  $\alpha_{out}$ ：

$$\begin{aligned} I_{out} &= I_{in} + (1 - \alpha_{in}) \cdot \alpha_i \cdot C_i \cdot T_i; \\ \alpha_{out} &= \alpha_{in} + \alpha_i \cdot (1 - \alpha_{in}); \end{aligned}$$

其中  $I_{in}$  和  $I_{out}$  为累积的灰度， $\alpha_{in}$  和  $\alpha_{out}$  为累积的不透明度， $C_i$  和  $\alpha_i$  为当前光线经过的像素点灰度及不透明度，以及  $T_i$  为梯度单位向量与光线方向单位向量内积。

所述合成条件是针对当前采样点的灰度而设置的一个阈值，如果灰度低于该阈值，则认为该点为噪声，于是不对该点进行合成；根据不同的机器噪声水平取该阈值为 30。

其中所述结束条件设置为满足如下条件之一：

- a)  $\alpha_{out} < K$ ，其中  $K \leq 1$ ；
- b) 光线在体数据重采样到了最后一点。

本发明通过预处理以及构建重构表与梯度表，对于需要计算的点才进行变换获取，这样可以避免大量的不必要的重构计算。与现有技术相比，本发明更加符合一般的情况，因为很难有探头的旋转半径与探头半径一致。

## 附图说明

图 1~图 3 为现有技术中的体数据采集和光线跟踪方法的示意图;

图 4 是按照本发明的超声前端采集数据流程图;

图 5 是按照本发明的数据处理流程图;

图 6 是说明当前点的四个方向 d1-d4 的示意图;

图 7 是极坐标系下的体数据;

图 8 是直角坐标系下的体数据;

图 9 是两个平面的图像, 其中 (a) 为 YZ 平面, (b) 为 RZ 平面与常规 B 图平面一致;

图 10 是通过结果图像与视点  $O_v$  的光线在体数据上重采样;

图 11 是按照本发明的光线投射流程图;

图 12 是按照本发明的光线合成方法,  $I_{in}$  和  $I_{out}$  为累积值,  $\alpha_{in}, \alpha_{out}$  为累积的不透明度,  $C_i, \alpha_i$  为当前光线经过的像素点灰度及不透明度;

图 13 是按照本发明的超声三维快速成像装置的结构框图;

图 14 是按照本发明的另外一种光线投射流程图;

图 15 是按照本发明的另外一种超声三维快速成像装置的结构框图。

## 具体实施方式

图4所示为超声前端体数据采集流程图, 探头为机械探头, 探头在马达的带动下以一定的速度进行旋转扫描。控制器控制发射部分进行脉冲发射, 同时也控制探头按照一定的速度进行旋转。所有阵元进行脉冲发射后, T/R转换进行切换进入接收状态。所有接收通道的数据传到接收部分进行波速合成以得到扫描线射频数据, 射频数据经过检测部分进行解调, 二次采样等步骤后得到了一条扫描线数据。扫描线数据被保存在体数据缓存中, 这些扫描线是以极坐标的形式进行保存的; 当机械探头按照指定角度扫描过后, 得到的就是极坐标形式的体数据, 这时可以进入后面的处理过程。

图5所示为数据处理流程。对于体数据缓存中的数据，并不是所有的数据都会用于三维成像。这时因为对于超声三维而言，只对感兴趣区域(ROI)进行成像可以避免有用的数据被掩盖。用户通过界面设置感兴趣区域，从体数据缓存中截取ROI部分数据。

由于超声的特性，声波与声波之间的互相作用会使得获得的数据图像中有许多的斑点(Speckle)，这些斑点的存在会导致粗糙的物体边界从而影响成像的光滑性以及细腻性。为了得到更好的图像，本技术方案在获取 ROI 数据后对其进行预处理，预处理的一个目的就是平滑数据中的物体边界，取出斑点以及噪声。预处理可以有许多的方法，包括均值滤波、中值滤波等等。我们方案中使用了方向性的平滑方法，其基本思想是选择当前点各个方向中最均匀的方向进行平滑，这样的好处在于在平滑边界的同时不会降低边界的对比度。其中每个点的最均匀方向可以是图 6 所示的当前点的四个方向 d1-d4 中偏差最小的那个方向，通常是通过计算每个方向方差，最均匀方向就是方差最小的那个方向。

构建由控制器控制的查找表模块，查找表包括重构表和梯度表。重构表保存了从直角坐标系坐标  $(x, y, z)$  到极坐标系  $(r, \theta, \phi)$  之间的变换关系。图7为极坐标系下的体数据， $R-\theta$ 坐标系描述了正常的B图的极坐标数据， $R$ 为深度方向， $\theta$ 为扫描线角度位置； $\phi$ 描述了探头在马达带动下旋转的角度。图8为重构后直角坐标系下的体数据， $O'$ 点表示探头半径原点， $O$ 点表示XYZ坐标系的原点， $X$ 轴与旋转探头的支柱方向一致。探头旋转时就是以 $OX$ 轴为支轴，垂直于 $YZ$ 平面运动的。我们使用图9描述两个极坐标系的变换关系，图中假设 $P(x, y, z)$ 为直角坐标系下的一点，假设扇扫半径长度为 $f_r$ ，探头半径为 $p_r$ ；图中(a)为探头旋转面的切面图，(b)为对应常规B图的切面图。从图中的(a)可以得到：

$$R' = |OP| = \sqrt{y^2 + z^2},$$

$$\phi = \tan^{-1}(z/y);$$

P 点在 (b) 中的 XR 平面投影坐标为  $(x, R')$ , 从而得到:

$$r = |AP| - pr = \sqrt{(pr - fr + R')^2 + x^2} - pr,$$

$$\theta = \tan^{-1}(x / (pr - fr + R')).$$

从上面公式我们可以得到  $(x, y, z)$  直角坐标系到  $(r, \theta, \phi)$  极坐标系的变换, 在常规的重构中需要将整个直角坐标系下的体数据重构出来。但是, 实际上, 在使用光线跟踪的时候需要使用到的数据是非常少的。因此, 我们通过保存重构表来保存对应关系。重构表包括  $(y, z)$  与  $(R', \phi)$  的对应表,  $(x, R')$  与  $(r, \theta)$  的对应表。在实际应用中, 我们需要将  $R'$  坐标进行离散化, 这样才能在两个重构表中对应, 例如, 使用 3 位保留小数点, 这样就可以使  $R'$  的精度达到 0.125。但光线跟踪需要应用到直角坐标系上的某个点时, 可以先通过  $y$  和  $z$  坐标查表得到  $R'$  和  $\phi$ , 然后通过  $R'$  和  $x$  坐标查表得到  $r$  和  $\theta$  坐标, 从而通过  $(r, \theta, \phi)$  在极坐标体数据中插值得到所需要的点数据。

除了重构表, 我们也构造了梯度表。在后面的光线跟踪算法中, 光线合成的时候我们使用了点的梯度。由于求某个点的梯度需要在直角坐标系下进行, 从而需要查表许多的点。假设计算一个点梯度需要用到 6 个点(当前点相邻的点), 那么需要查表 6 次, 而且每个点需要在极坐标使用 8 个点进行插值, 从而, 计算一个梯度点需要用到的极坐标点数是 48 个点。本发明使用了查表方法计算近似梯度。使用与推导重构相反的方法, 可以得到对于极坐标点  $(r, \theta, \phi)$ :

$$x = X(r, \theta, \phi)$$

$$y = Y(r, \theta, \phi)$$

$$z = Z(r, \theta, \phi)$$

对它们进行求导, 对于每个  $(r, \theta, \phi)$  有  $G = (p_1, p_2, p_3) = \left( \frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi} \right)$ , 这个偏导向量近似了在当前极坐标

位置变换到直角坐标系下时的拉伸关系，我们可以将它们看作在该  $(x, y, z)$  位置下，直角坐标系行进一步对应到极坐标系下的方向与距离。因此，我们构建对应每个极坐标系点的梯度表以保存对应的  $(p1, p2, p3)$ ，当需要计算直角坐标系下一点  $P(x, y, z)$  的梯度时，将  $P$  坐标变换为极坐标  $(r, theta, phi)$ 。通过  $(r, theta, phi)$  查梯度表得到  $(p1, p2, p3)$ ，使用  $(p1, p2, p3)$  作为三个坐标轴的步长计算梯度。假设极坐标体数据为  $V$ ，那么梯度  $Grad$  可以计算如下：

$$\begin{aligned} Grad &= (Gr, Gtheta, Gphi) \\ &= (V(r + \xi \cdot p1, theta, phi) - V(r - \xi \cdot p1, theta, phi), \\ &V(r, theta + \xi \cdot p2, phi) - V(r, theta - \xi \cdot p2, phi), \\ &V(r, theta, phi + \xi \cdot p3) - V(r, theta, phi - \xi \cdot p3)) \end{aligned}$$

其中  $\xi$  因子用于控制步长，可以选择为 2。

重构表并不是对于每个新扫描的体数据都需要重新建立。只要旋转角度、帧间角度、B 图扫描深度、或扫描角度等构建重构表需要的因素不发生变化，那么这个表是可以一直使用。当这些因素发生变化时，控制器控制建表模块重新按照新的环境建表。实际上，对于新的重构环境，一般参数变化并不大，因此可以通过已有的重构表来加快建新表的速度。例如：如果只是旋转角度的变化，那么实际上已有的重构表以及梯度表是可以重用的，因为可以只计算多出来的重构部分（旋转角度变大情况）或者删除多余的变换部分（旋转角度变小情况）。也就是说，通过已有的（某个角度的）重构表来加快需要的（新角度的）重构表的构造。例如，如果旧角度是 50 度，新角度是 40 度，那么可以考虑直接使用旧的重构表插值得到新的重构表。如果帧间角度发生变化，那么就需要重新建表，这个时候可以通过在现有表的基础上进行插值得到需要的重构表，这样可以不需要进行三角函数变换等的计算。

三维成像模块使用了光线跟踪的方法。如图 10 所示，假设  $O_v$  为视点， $P$  为结果图像上一点，为了计算  $P$  的结果值，使用视点与  $P$  点的连线作为光线方向。该光线穿过体数据，并对体数据进行采样

得到  $R_1 \sim R_N$  点。通过对这些点进行光线合成，从而得到 P 点的值。

对于每个体数据值而言，均可以有一个不透明度  $\alpha$ ， $\alpha$  是灰度的正比单调函数，取值可以是线性函数。

如图 11 和图 12 所示，可以知道光线投射流程具体步骤可以描述如下：

- 1) 初始值  $I_{in} = 0$ ， $\alpha_{in} = 0$ ， $i=1$ ；
- 2) 根据采样点  $R_i$  的直角坐标查表得到其极坐标；
- 3) 插值得到  $R_i$  的灰度值  $C_i$ ；
- 4) 查表并计算该点的梯度  $Grad$ ；
- 5) 计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积  $T_i$ ；
- 6) 计算累积的灰度  $I_{out}$  以及  $\alpha_{out}$ ：

$$I_{out} = I_{in} + (1 - \alpha_{in}) \cdot \alpha_i \cdot C_i \cdot T_i,$$

$$\alpha_{out} = \alpha_{in} + \alpha_i \cdot (1 - \alpha_{in});$$

- 7)  $I_{in} = I_{out}$ ， $\alpha_{in} = \alpha_{out}$ ；

8) 如果到了结束条件，那么输出当前的  $I_{out}$  作为结果图像对应像素的结果值，否则  $i=i+1$ ，并且跳到 2)。

其中图 11 中的合成条件是指，针对当前采样点的灰度而设置的一个阈值。如果灰度低于该阈值，那么我们认为该点为噪声，于是流程将不会对该点进行合成。根据不同的机器噪声水平不一致，我们一般取该阈值为 30。

其中结束条件设置为满足如下条件中的一条：

a)  $\alpha_{out} < K$ ， $K$  为累积的不透明度，实际上累计不透明度到了 1 就说明后面的重采样点已经完全被前面的点遮盖了，选择  $K < 1$  是为了使得到的灰度仅仅是由表面的值的合成，不希望组织内部的点也显示出来，并且可以减少光线投射结束的时间；

b) 光线在体数据重采样到了最后一点。

对于每个结果图像的像素点，发射光线计算光线合成的结果灰度，从而得到结果灰度图像。

按照本发明的超声三维快速成像装置的结构如图 13 所示，包括采集模块、截取模块、平滑模块、构建模块、投射模块、查表模块、合成模块和输出模块。其中采集模块用于扫描和采集极坐标形式的体数据，并保存在体数据缓存中；截取模块是可选的，其用于通过界面设置感兴趣区域，并从体数据缓存中截取感兴趣区域部分的数据，并将所截取的数据传输给平滑模块以及后续模块进行处理；平滑模块用于对体数据进行平滑处理；构建模块用于构建重构表和梯度表，其中重构表保存了从直角坐标系坐标到极坐标系的变换关系，其中梯度表保存了极坐标点  $(r, \theta, \phi)$  对应的  $(p_1, p_2, p_3)$ ，其中  $G = (p_1, p_2, p_3) = \left( \frac{\partial X}{\partial r}, \frac{\partial Y}{\partial \theta}, \frac{\partial Z}{\partial \phi} \right)$ ；投射模块用于确定采样的起始点并给灰度、不透明度赋初始值，通过投射获得采样点的直角坐标；查表模块用于根据采样点的直角坐标查表得到其极坐标，并且插值计算采样点的灰度值，满足合成条件的采样点在合成模块中被进行合成，而灰度值不满足合成条件的采样点则返回到投射模块重新进行采样；合成模块用于对满足合成条件的灰度值，查梯度表计算该采样点的梯度，并计算梯度单位向量与光线方向单位向量内积，基于该内积计算累积的灰度和累积的不透明度；以及输出模块用于如果到了预定的结束条件，则输出当前累积的灰度作为结果图像对应像素的结果值，否则，返回到投射模块。其中结束条件只是针对某条射线的结束，输出为结果图象的一个象素。因此，进行若干次投射才能形成一帧结果 3D 图象进行输出。如图 14 所示，可以看到，许多步骤都会去到投射模块。构建模块后进入投射模块，开始进行投射，不满足合成条件以及不满足结束条件均进入投射模块是为了选择下一个采样点，输出模块输出投射线合成的象素灰度后，如果还有象素没有进行投射，那么仍然转入投射模块进行下一个象素的投

射采样。

另外，本发明的平滑处理同样可以在后面光线合成的时候进行，也就是对于所采样的需要的点才实时计算平滑处理的结果值，这样可以减少计算量，同时也可以达到近似效果。将平滑处理放在后面光线合成时进行的光线投射流程图如图 14 所示，其他处理步骤与上文所述步骤相同。将平滑处理放在后面光线合成时进行的超声三维快速成像装置的结构框图如图 15 所示，该装置的其他结构与上文所述结构相同。

以上通过具体实施例对本发明做了说明，但本发明不限于此。本领域的技术人员应该明白，还可以对本发明做的许多修改、变换、等同替换等。但是，只要这些修改、变换、等同替换等未背离本发明的精神和范围，都应该在本发明的保护范围之内。

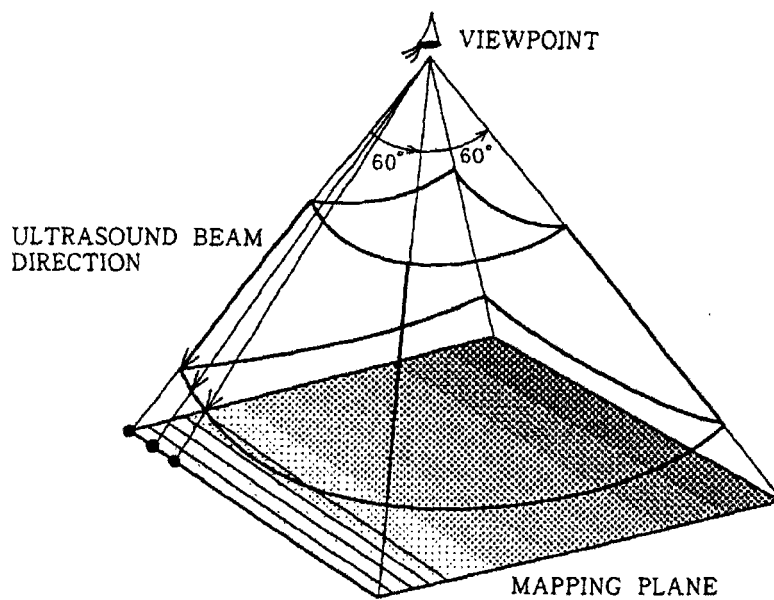


图 1

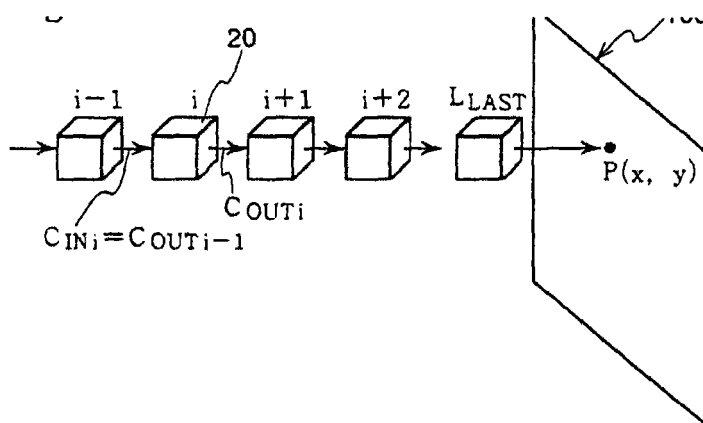


图 2

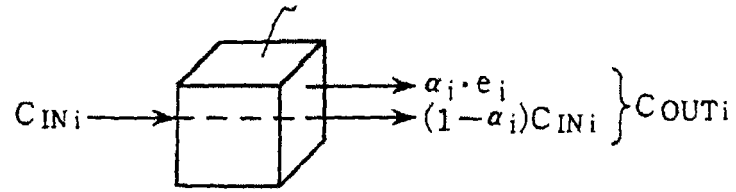


图 3

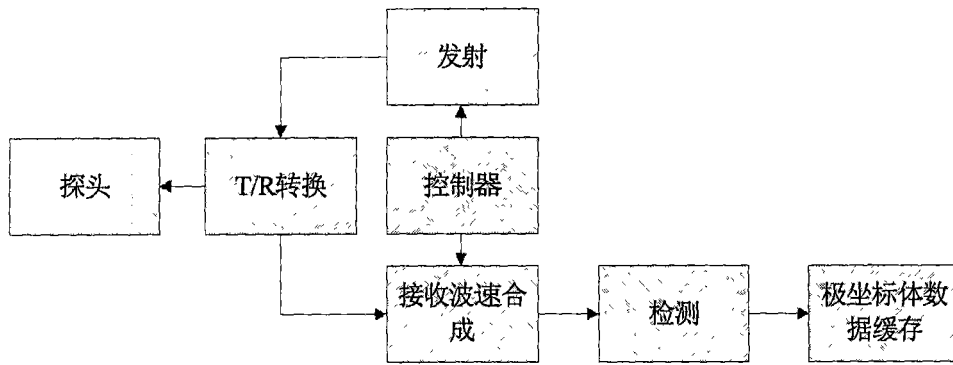


图 4

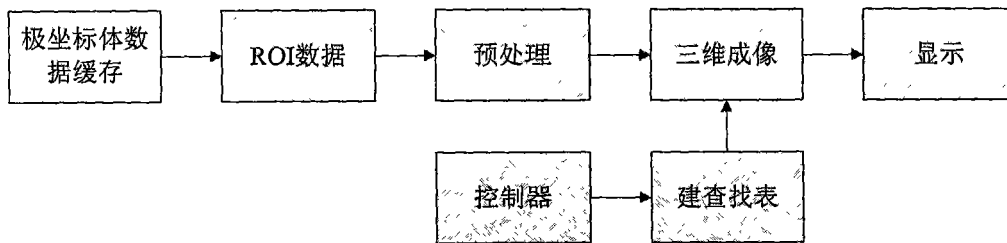


图 5

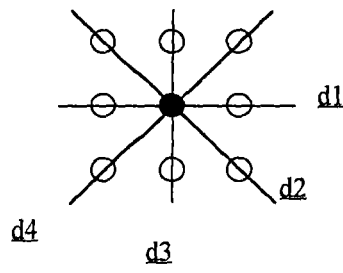


图 6

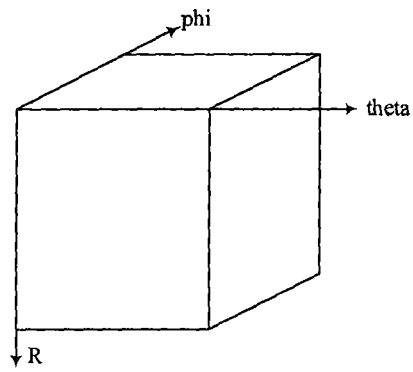


图 7

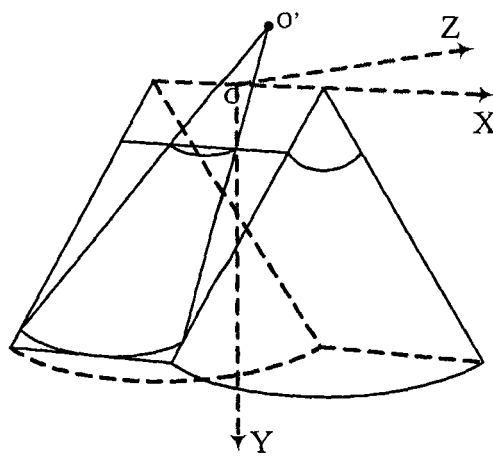


图 8

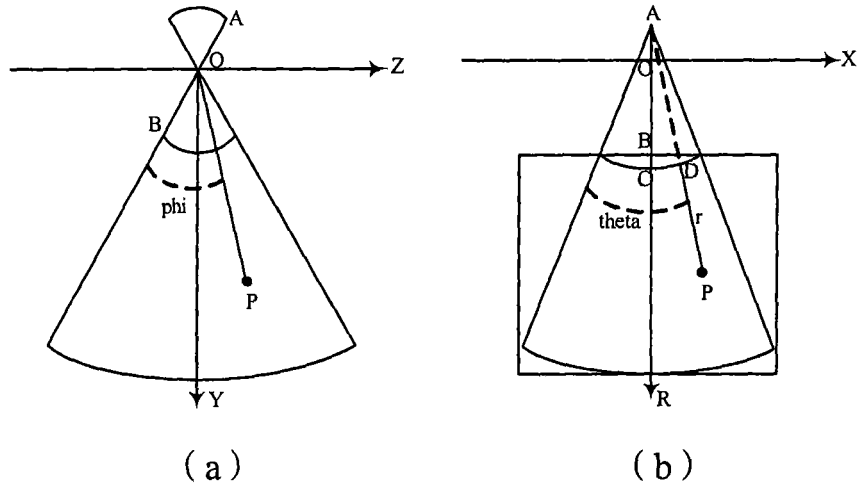


图 9

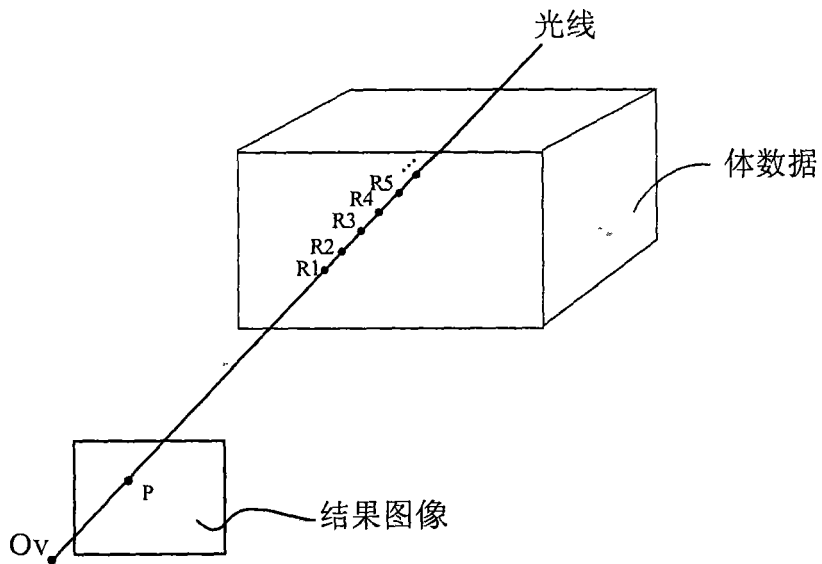


图 10

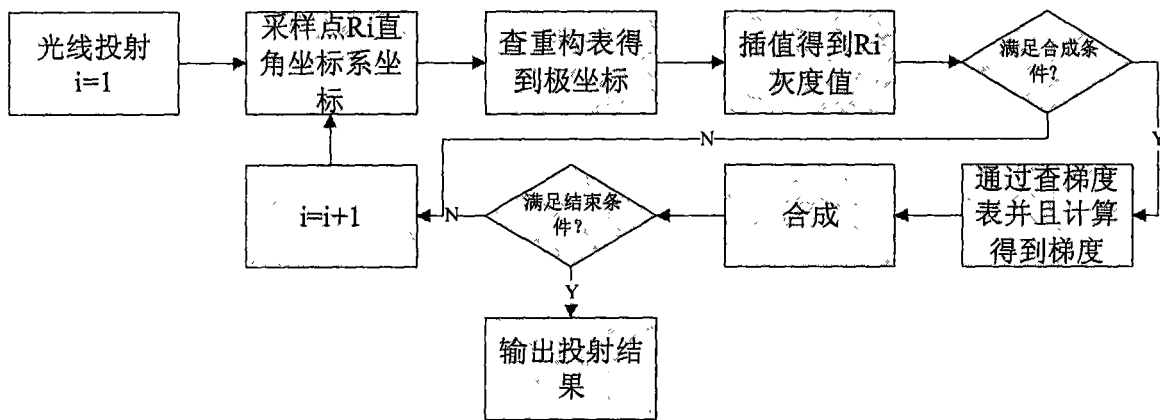


图 11

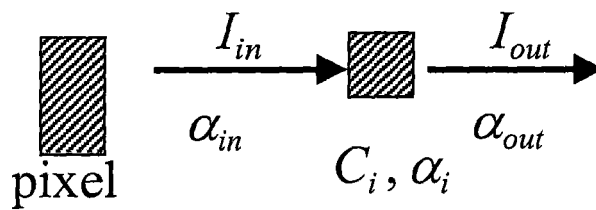


图 12

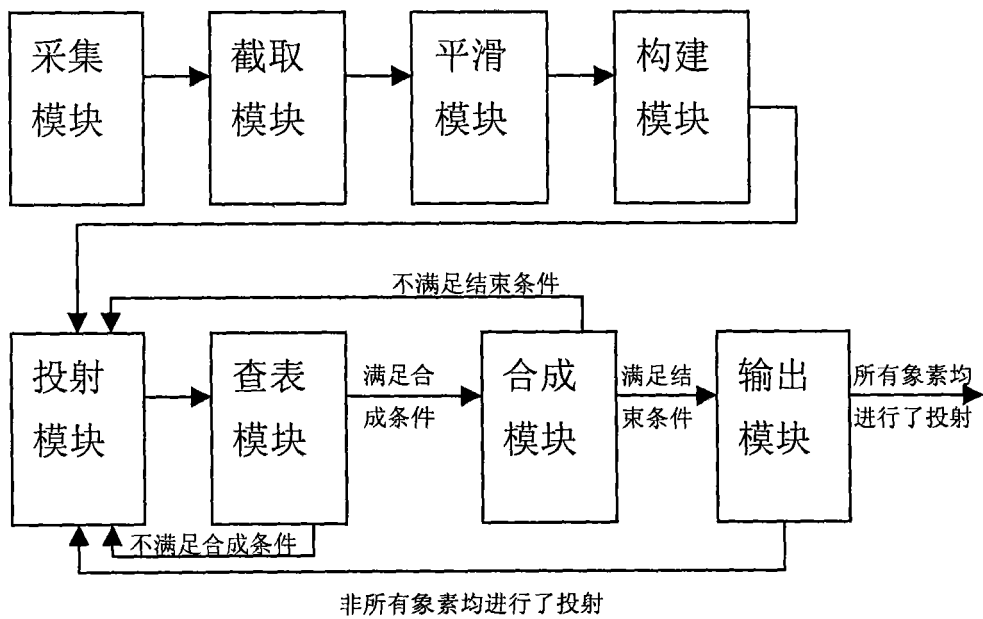


图 13

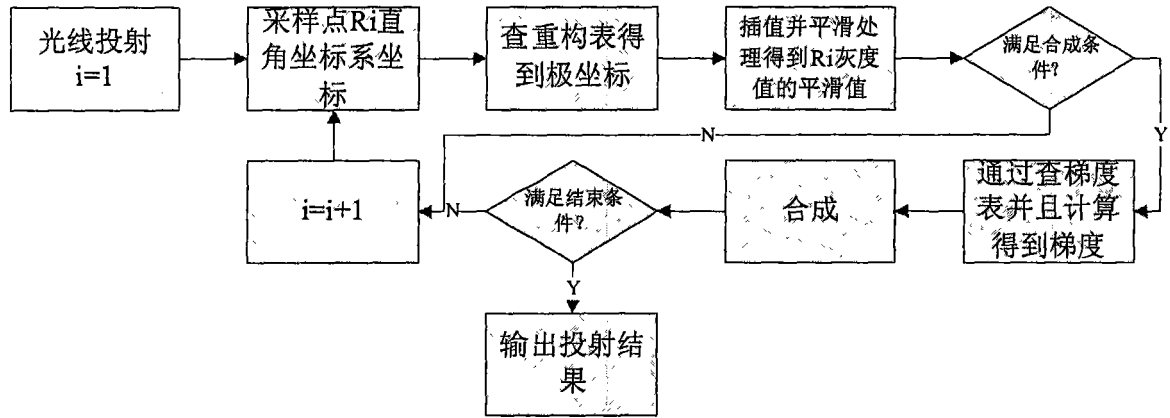


图 14

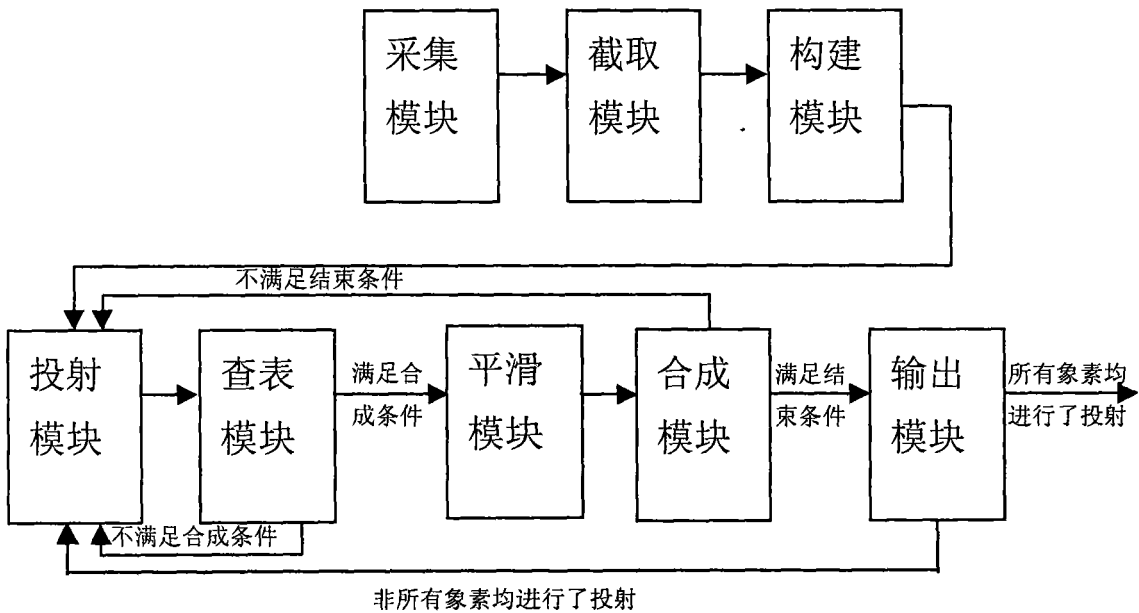


图 15

专利名称(译)	超声三维快速成像方法及其装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101292883A</a>	公开(公告)日	2008-10-29
申请号	CN200710103118.7	申请日	2007-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	姚斌 田勇 胡勤军		
发明人	姚斌 田勇 胡勤军		
IPC分类号	A61B8/13 G06T5/00 G06F17/00		
CPC分类号	G01S7/52034 A61B8/08 A61B8/483 A61B8/0866 G01S15/8993		
代理人(译)	张亚宁 刘宗杰		
其他公开文献	CN101292883B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声三维快速成像方法与装置。所述方法包括采集步骤、截取步骤、平滑步骤、投射步骤、查表步骤、合成步骤、以及输出步骤。所述装置包括采集模块、截取模块、平滑模块、投射模块、查表模块、合成模块、以及输出模块。本发明通过平滑处理以及构建重构表与梯度表，对于需要计算的点才进行变换获取，这样可以避免大量的不必要的重构计算。与现有技术相比，本发明更加符合一般的情况，因为很难有探头的旋转半径与探头半径一致。

