



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102078203 A

(43) 申请公布日 2011.06.01

(21) 申请号 200910225864.2

(22) 申请日 2009.11.30

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 沈亮 陈惠人

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张晓冬 王洪斌

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 15/00(2006.01)

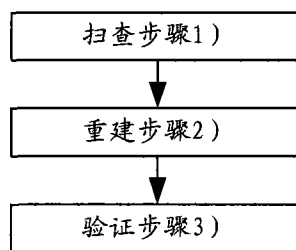
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 1 页

(54) 发明名称

超声 3D 扫描导向和重建方法和装置及其系统

(57) 摘要

本发明公开了一种超声 3D 扫描导向和重建方法和装置及其系统。所述超声 3D 扫描导向和重建方法包括扫查步骤:对脏器进行多点扫查以获得多个 3D 图像,每个 3D 图像包含相应的特征信息;重建步骤:根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。所述超声 3D 扫描导向和重建装置包括扫查单元和重建单元。所述超声系统包括所述超声 3D 扫描导向和重建装置。采用本发明的技术方案能够在多点进行扫描然后将不同位置的 3D 扫描图像进行重建从而得到整个脏器的超声 3D 图像。



1. 一种超声 3D 扫描导向和重建方法,其特征在于,包括,
扫描步骤:对脏器进行多点扫描以获得多个 3D 图像,每个 3D 图像包含相应的特征信息;

重建步骤:根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声 3D 扫描导向和重建方法,其特征在于,所述特征信息包括特征血管、组织形态。

3. 如权利要求 2 所述的超声 3D 扫描导向和重建方法,其特征在于,所述重建步骤进一步包括:

提取步骤:提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息;

坐标系转化步骤:利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标;

重复上述步骤直至所有 3D 图像都处于一个坐标系下。

4. 如权利要求 3 所述的超声 3D 扫描导向和重建方法,其特征在于,所述坐标系转化步骤进一步包括:

找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点,所述特征点是包含特征信息的空间上的点;

对于每个特征点 W,分别列出下列三个方程式:

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

其中, (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标, (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标;

通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值;

将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

其中, (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标, (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

5. 如权利要求 4 所述的超声 3D 扫描导向和重建方法,其特征在于:

还包括验证步骤,用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

6. 如权利要求 5 所述的超声 3D 扫描导向和重建方法,其特征在于,所述验证步骤进一步包括:

选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点;

按如下公式计算所述拼接误差:

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

其中, (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标, (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标;

判断所述拼接误差 ε 是否小于阈值。

7. 一种超声 3D 扫描导向和重建装置, 其特征在于, 包括,

扫描单元: 对脏器进行多点扫描以获得多个 3D 图像, 每个 3D 图像包含相应的特征信息;

重建单元: 根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

8. 如权利要求 7 所述的超声 3D 扫描导向和重建装置, 其特征在于, 所述特征信息包括特征血管、组织形态。

9. 如权利要求 8 所述的超声 3D 扫描导向和重建装置, 其特征在于, 所述重建单元进一步包括:

提取单元: 提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息;

坐标系转化单元: 利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

10. 如权利要求 9 所述的超声 3D 扫描导向和重建装置, 其特征在于, 所述坐标系转化单元进一步包括:

找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点的单元, 所述特征点是包含特征信息的空间上的点;

对于每个特征点 w , 分别列出下列三个方程式的单元:

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

其中, (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标, (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标;

通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值的单元;

将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化的单元:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

其中, (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标, (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

11. 如权利要求 10 所述的超声 3D 扫描导向和重建装置, 其特征在于:

还包括验证单元, 用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

12. 如权利要求 11 所述的超声 3D 扫描导向和重建装置, 其特征在于, 所述验证单元进一步包括:

选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点的单元;

按如下公式计算所述拼接误差的单元：

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

其中， (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标， (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标；

判断所述拼接误差 ε 是否小于阈值的单元。

13. 一种超声系统，其特征在于，包括超声 3D 扫描导向和重建装置，所述超声 3D 扫描导向和重建装置包括：

扫描单元：对脏器进行多点扫描以获得多个 3D 图像，每个 3D 图像包含相应的特征信息；

重建单元：根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

14. 如权利要求 13 所述的超声系统，其特征在于，所述特征信息包括特征血管、组织形态。

15. 如权利要求 14 所述的超声系统，其特征在于，所述重建单元进一步包括：

提取单元：提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息；

坐标系转化单元：利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

16. 如权利要求 15 所述的超声系统，其特征在于，所述坐标系转化单元进一步包括：

找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点的单元，所述特征点是包含特征信息的空间上的点；

对于每个特征点 w ，分别列出下列三个方程式的单元：

$$x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

其中， (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标， (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标；

通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值的单元；

将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化的单元：

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

其中， (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标， (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

17. 如权利要求 16 所述的超声系统，其特征在于：

还包括验证单元，用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

18. 如权利要求 17 所述的超声系统，其特征在于，所述验证单元进一步包括：

选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点的单元；

按如下公式计算所述拼接误差的单元：

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

其中， (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标， (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标；

判断所述拼接误差 ε 是否小于阈值的单元。

超声 3D 扫描导向和重建方法和装置及其系统

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及超声 3D 扫查技术领域,尤其涉及一种超声 3D 扫描导向和重建方法和装置及其系统。

背景技术

[0002] 在当前超声 3D 扫查技术领域中,前沿技术主要集中在系统实现方面,例如中国专利申请号 200510006818.5、发明名称为“用于形成 3D 超声图像的设备和方法”和中国专利申请号 02829603、发明名称为“用于超声射束三维扫描的机构和系统”。

[0003] 然而,在应用中由于探头尺寸、功率限制等因素的原因,往往一帧 3D 超声图像扫查的范围有限,很多时候不能完整扫查整个被扫查的脏器。在这种情况下,常常需要临床医生移动超声探头以便对不同的位置进行扫查。这种方式会造成将一些切面漏检,从而给临床诊断造成影响,有时还会贻误病情。

发明内容

[0004] 本发明要解决的主要技术问题是提供一种能够在多点进行扫描然后将不同位置的 3D 扫描图像进行重建从而得到整个脏器的超声 3D 图像的超声 3D 扫描导向和重建方法和装置及其系统。

[0005] 为了解决上述问题,本发明超声 3D 扫描导向和重建方法的技术方案为:

[0006] 扫查步骤:对脏器进行多点扫查以获得多个 3D 图像,每个 3D 图像包含相应的特征信息;

[0007] 重建步骤:根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

[0008] 所述特征信息包括特征血管、组织形态。

[0009] 其中,所述重建步骤进一步包括:

[0010] 提取步骤:提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息;

[0011] 坐标系转化步骤:利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标;

[0012] 重复上述步骤直至所有 3D 图像都处于一个坐标系下。

[0013] 所述坐标系转化步骤进一步包括:

[0014] 找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点,所述特征点是包含特征信息的空间上的点;

[0015] 对于每个特征点 W,分别列出下列三个方程式:

$$[0016] \quad x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$[0017] \quad y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$[0018] \quad z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

[0019] 其中, (x_w, y_w, z_w) 为特征点 W 在一个 3D 图像坐标系下的坐标, (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 W 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标;

[0020] 通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值；

[0021] 将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化：

$$[0022] \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

[0023] 其中， (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标， (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0024] 本发明超声 3D 扫描导向和重建方法还包括验证步骤，用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

[0025] 所述验证步骤进一步包括：

[0026] 选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点；

[0027] 按如下公式计算所述拼接误差：

$$[0028] \varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

[0029] 其中， (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标， (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标；

[0030] 判段所述拼接误差 ε 是否小于阈值。

[0031] 相应地，本发明超声 3D 扫描导向和重建装置的技术方案包括，

[0032] 扫描单元：对脏器进行多点扫描以获得多个 3D 图像，每个 3D 图像包含相应的特征信息；

[0033] 重建单元：根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

[0034] 所述特征信息包括特征血管、组织形态。

[0035] 所述重建单元进一步包括：

[0036] 提取单元：提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息；

[0037] 坐标系转化单元：利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0038] 所述坐标系转化单元进一步包括：

[0039] 找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点的单元，所述特征点是包含特征信息的空间上的点；

[0040] 对于每个特征点 w，分别列出下列三个方程式的单元：

$$[0041] x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$[0042] y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$[0043] z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

[0044] 其中， (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标， (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标；

[0045] 通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值的单元；

[0046] 将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化的单元：

$$[0047] \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

[0048] 其中, (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标, (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0049] 另外, 本发明超声 3D 扫描导向和重建装置还包括验证单元, 用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

[0050] 所述验证单元进一步包括：

[0051] 选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点的单元；

[0052] 按如下公式计算所述拼接误差的单元：

$$[0053] \varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

[0054] 其中, (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标, (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标；

[0055] 判断段所述拼接误差 ε 是否小于阈值的单元。

[0056] 进一步地, 本发明超声系统包括超声 3D 扫描导向和重建装置, 所述超声 3D 扫描导向和重建装置包括：

[0057] 扫描单元: 对脏器进行多点扫描以获得多个 3D 图像, 每个 3D 图像包含相应的特征信息；

[0058] 重建单元: 根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

[0059] 所述特征信息包括特征血管、组织形态。

[0060] 所述重建单元进一步包括：

[0061] 提取单元: 提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息；

[0062] 坐标系转化单元: 利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0063] 所述坐标系转化单元进一步包括：

[0064] 找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点的单元, 所述特征点是包含特征信息的空间上的点；

[0065] 对于每个特征点 w, 分别列出下列三个方程式的单元：

$$[0066] x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$[0067] y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$[0068] z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

[0069] 其中, (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标, (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标；

[0070] 通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值的单元；

[0071] 将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化的单元：

$$[0072] \quad \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

[0073] 其中, (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标, (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0074] 另外, 本发明超声系统还包括验证单元, 用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

[0075] 所述验证单元进一步包括:

[0076] 选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点的单元;

[0077] 按如下公式计算所述拼接误差的单元:

$$[0078] \quad \varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

[0079] 其中, (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标, (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标;

[0080] 判断所述拼接误差 ε 是否小于阈值的单元。

[0081] 与现有技术相比, 本发明超声 3D 扫描导向和重建方法和装置及其系统的有益效果为:

[0082] 首先, 由于本发明采用多点扫查, 能够同时多个位置对脏器进行扫描, 所以能够覆盖脏器的全部区域, 从而能够得到整个脏器的 3D 图像。

[0083] 其次, 本发明可以作为一个引导系统, 能够帮助临床应用医生逐个位置扫描, 完整扫查整个组织脏器。

[0084] 再者, 正是由于本发明可以显示整个脏器的 3D 图像, 所以可以选取任意角度的任意切面图像来进行疾病诊断, 针对脏器的一些小的病变的查找和筛选有更好的效果。

附图说明

[0085] 为了对本公开内容更透彻的理解, 下面参考结合附图所进行的下列描述, 在附图中:

[0086] 图 1 是本发明超声 3D 扫描导向和重建方法的流程图;

[0087] 图 2 是图 1 中的重建步骤的进一步细分的流程图;

[0088] 图 3 是图 2 中的拼接步骤的进一步细分的流程图;

[0089] 图 4 是验证步骤的流程图;

[0090] 图 5 是本发明超声 3D 扫描导向和重建装置的示意图。

具体实施方式

[0091] 下面将详细描述本发明的具体实施例, 但本发明并不限于下述具体实施例。

[0092] 如图 1 所示, 公开了一种超声 3D 扫描导向和重建方法, 包括,

[0093] 扫查步骤 1): 对脏器进行多点扫查以获得多个 3D 图像, 每个 3D 图像包含相应的特征信息;

[0094] 重建步骤 2) :根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

[0095] 其中,所述特征信息包括特征血管、组织形态等。

[0096] 从上述可知,本发明超声 3D 扫描导向和重建方法采用了多点进行扫描的方式,也就是说同时扫描多个点并获得多个 3D 图像,而且每个 3D 图像要包含相应点范围内的特征信息。然后对这些 3D 图像进行重建得到整个脏器的 3D 图像,所得到的整个脏器的 3D 图像包含该脏器的所有特征信息。这样,医生就可以看到整个脏器的 3D 图像,而不会遗漏脏器的任何部分。

[0097] 对于重建步骤 2),如图 2 所示,还可以包括:

[0098] 提取步骤 21):提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息;

[0099] 拼接步骤 22):将一个 3D 图像中的点的坐标转化为另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0100] 上面描述了将扫描所得的多个 3D 图像重建成整个脏器的 3D 图像,采用的是两两拼接的方式,也就是将相邻的两个 3D 图像进行拼接,然后依次进行拼接直到得到整个脏器的 3D 图像。例如对于进行 3 点扫描的实施例,也即得到三个 3D 图像(图像 1、图像 2 和图像 3),可以先将图像 1 和图像 2 拼接成图像 4,然后再将图像 4 和图像 3 进行拼接得到图像 5,图像 5 就是最后所得的整个脏器的 3D 图像。当然也可以采用其它的顺序进行拼接。

[0101] 对图像进行拼接,可以先提取要拼接的两个 3D 图像的特征信息,例如脏器的一些特征血管,组织形态等等。然后进行这两个 3D 图像坐标系的转化,也就是要把一个 3D 图像的坐标系转化成另一个 3D 图像的坐标系。如果所有 3D 图像都在一个坐标系内,就证明拼接完成。

[0102] 对于拼接步骤 22),如图 3 所示,可以采用下列方式来实现:

[0103] 221) 找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点,该特征点是包含特征信息的空间上的点;

[0104] 222) 对于每个特征点 W,分别列出下列三个方程式:

$$[0105] \quad x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$[0106] \quad y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$[0107] \quad z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

[0108] 其中, (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标, (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标;

[0109] 223) 通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值;

[0110] 224) 将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化:

$$[0111] \quad \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

[0112] 其中, (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标, (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0113] 从上述可知,本发明是通过找出两幅 3D 图像中共有的特征点,通过共有的特征点

可以计算得出两个坐标系转换所需的一些系数,得到这些系数以后就可以进行坐标系的转换了。

[0114] 需要指出的是,本发明中所提及的图像重建方法仅是众多重建算法中的一种,本领域技术人员还可以想到任何其他图像重建方法。图像重建方法是不能穷尽的,因此在此不再逐一列举。

[0115] 再如图 1 所示,本发明超声 3D 扫描导向和重建方法还包括验证步骤 3),用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

[0116] 验证拼接误差可以通过如图 4 所示的步骤予以进行。在图 4 中,

[0117] 步骤 31) 选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点;

[0118] 步骤 32) 按如下公式计算所述拼接误差:

$$[0119] \quad \varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

[0120] 其中, (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为所述特征点在 3D 图像 m 坐标系上的坐标, (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点在 3D 图像 n 坐标系上的坐标, L 表示共选择了 L 个共有的特征点;

[0121] 步骤 33) 判断所述拼接误差是否小于阈值。

[0122] 在上述步骤中,是根据特征点分别在 3D 图像 m 的坐标系下和 3D 图像 n 坐标系的坐标来计算拼接误差 ε 的。当然还可以采用其它方法来验证拼接的结果是否可以接受。

[0123] 众所周知的是,肝脏是人体内的最大的器官,其位于腹腔的右上方正好在右下肋骨下面。右下肋骨保护大部分肝脏。从面对人的方向上来看,成人肝脏的平均大小约为 25cm(从左到右)*15cm(从前到后)*6cm(从上到下),因此只从一个位置,很难扫描整个肝脏区域。

[0124] 下面以肝脏为例来描述本发明超声 3D 扫描导向和重建方法的技术方案。

[0125] 对于肝脏,可以选择三个点进行扫描,即将探针放在三个位置:位置 1、位置 2 和位置 3。位置 1 在腹部的中部且左肝的前面,在此处探针能够覆盖左肝区域 4,如图 5 所示;位置 2 在右下肋骨下面,在此处探针能够覆盖右肝的下部分区域 5;位置 3 在侧面,在第 5 和第 6 肋骨之间,在此处探针能够覆盖右肝的上部区域 6。在这三个位置对肝脏进行扫描得到三幅 3D 图像,每幅 3D 图像中都应该包括一些特征信息。

[0126] 对于在位置 1 处的 3D 图像,应该包括下列特征信息:

[0127] 左肝边缘;

[0128] 肝静脉的中间分支和左分支;

[0129] 肝动脉、门静脉和胆管的主分支点。

[0130] 对于在位置 2 处的 3D 图像,应该包括下列特征信息:

[0131] 右肝下部边缘;

[0132] 肝动脉、门静脉和胆管的主分支点;

[0133] 肝动脉、门静脉和胆管的右分支。

[0134] 对于在位置 3 处的 3D 图像,应该包括下列特征信息:

[0135] 右肝上部边缘;

[0136] 肝动脉、门静脉和胆管的右分支;

[0137] 肝静脉的中间分支和右分支。

[0138] 如果扫描所得的 3D 图像未包括相应的特征信息,则要对该位置进行重新扫描以包括相应的特征信息。

[0139] 得到了包括相应的特征信息的三个 3D 图像之后,首把在位置 1 处的 3D 图像和位置 2 处的 3D 图像进行拼接,首先找到血管并提取它们的中心轴。在超声图像中血管是低回声区域,所以先选择低回声管状区域,然后使用区域收缩逐像素地提取血管的轴线。

[0140] 这两个 3D 图像的 4 个共同特征点为:

[0141] 门静脉、胆管和肝动脉的主分支点(第一分支点)(有 3 点);肝动脉、门静脉和胆管进入肝脏边缘的交叉点(3 点选 1 点即可)。

[0142] 对于每个特征点(设四个特征点 a, b, c, d),共列出下列 12 个方程:

$$[0143] \quad x'_a = R_{11} * x_a + R_{12} * y_a + R_{13} * z_a + t_x$$

$$[0144] \quad y'_a = R_{21} * x_a + R_{22} * y_a + R_{23} * z_a + t_y$$

$$[0145] \quad z'_a = R_{31} * x_a + R_{32} * y_a + R_{33} * z_a + t_z$$

$$[0146] \quad x'_b = R_{11} * x_b + R_{12} * y_b + R_{13} * z_b + t_x$$

$$[0147] \quad y'_b = R_{21} * x_b + R_{22} * y_b + R_{23} * z_b + t_y$$

$$[0148] \quad z'_b = R_{31} * x_b + R_{32} * y_b + R_{33} * z_b + t_z$$

$$[0149] \quad x'_c = R_{11} * x_c + R_{12} * y_c + R_{13} * z_c + t_x$$

$$[0150] \quad y'_c = R_{21} * x_c + R_{22} * y_c + R_{23} * z_c + t_y$$

$$[0151] \quad z'_c = R_{31} * x_c + R_{32} * y_c + R_{33} * z_c + t_z$$

$$[0152] \quad x'_d = R_{11} * x_d + R_{12} * y_d + R_{13} * z_d + t_x$$

$$[0153] \quad y'_d = R_{21} * x_d + R_{22} * y_d + R_{23} * z_d + t_y$$

$$[0154] \quad z'_d = R_{31} * x_d + R_{32} * y_d + R_{33} * z_d + t_z$$

[0155] 由此得到 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值分别为:

$$[0156] \quad \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.59 & 0.12 & 0.12 & -80.7 \\ 0.12 & 1.11 & 0.24 & -91.3 \\ -0.48 & 0.21 & 0.09 & 138.6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0157] 注意:Z 轴为探头的中心轴线,远离探头为正,探头表面为原点,X 轴平行于探头表面且在探头扫查平面内,从左至右为正,Y 轴垂直于扫查平面,从下至上为正。

[0158] 接着将上面的值代入下式而对 3D 图像的坐标系进行转换:

$$[0159] \quad \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 1 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0160] 注意:假设坐标轴中是一个像素对应一个坐标轴单位 1,同时一个像素的距离此处定义为 1mm,计算后四舍五入去取整。

[0161] 由此由位置 1 处所获得的 3D 图像和位置 2 处所获得的 3D 图像而拼接得到 3D 图像'。

[0162] 接下来,将所得到的 3D 图像'与在位置 3 处所获得的 3D 图像进行拼接,它们共同特征点是:

[0163] 肝动脉、门静脉和胆管进入肝脏后,右分支上的第 1 个分支点(这里可以总共选 3 个点)

[0164] 肝脏边缘和肝静脉的交叉点。

[0165] 对于这四个特征点,按上面所述列出 12 个方程,求解这 12 个方程得到:

$$[0166] \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.36 & 0.67 & 0.22 & 98.72 \\ 0.88 & 1.43 & 0.36 & 0.79 \\ -0.51 & 0.02 & 0.52 & 163.28 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0167] 接着将上面的值代入下式而对 3D 图像的坐标系进行转换:

$$[0168] \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0169] 按照上述步骤最后获得整个肝脏的 3D 图像。

[0170] 下面验证所得 3D 图像的拼接误差是否是可接受的。

[0171] 对于此例,选取在位置 1 处所获得的 3D 图像和最后得到的整个肝脏的 3D 图像,分别称为图像 m 和图像 n。

[0172] 接着选取图像 m 与图像 n 的三个共同点:

[0173] 肝静脉进入肝脏的方向,左、中、右分支的第一个分支点。

[0174] 按下列公式计算拼接误差:

$$[0175] \varepsilon = \sum_{i=1}^3 \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

[0176] (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为所述特征点在 3D 图像 m 坐标系上的坐标, (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点在 3D 图像 n 坐标系上的坐标。

[0177] 若 ε 小于阈值就认为重建质量满意。本例中 ε 建议为 16。这里的坐标都是以 1 像素为 1 单位的。

[0178] 下面再以脾脏为例来描述本发明超声 3D 扫描导向和重建系统的技术方案。

[0179] 脾脏位于左季肋区,胃左侧与膈之间,相当左侧第 9~第 11 肋的深面,其长轴与第 10 肋方向基本一致。一般情况下,脾动脉血管和脾静脉血管都是相伴存在的。

[0180] 可以将探头放置在第 9 和第 10 肋骨之间,前后方对称位置的两个位置(可以分别称为第一脾位置和第二脾位置)处,即可扫描到脾脏的全部区域。

[0181] 在第一脾位置所得的第一 3D 图像应包含的特征信息为:

[0182] 脾前方边缘和上下边缘;

[0183] 脾动脉主干和进入脾的动脉血管;

[0184] 脾静脉主干和进入脾的静脉血管。

[0185] 在第二脾位置所得的第二 3D 图像应包含的特征信息为:

[0186] 脾后方边缘和上下边缘;

[0187] 脾动脉主干和进入脾的动脉血管;

[0188] 脾静脉主干和进入脾的静脉血管。

[0189] 下面进行重建步骤,对第一 3D 图像和第二 3D 图像进行拼接。

[0190] 找出第一 3D 图像和第二 3D 图像的 4 个共同特征点为:

[0191] 脾动、静脉主干分支的第一个节点(2 个特征点);

[0192] 脾动、静脉主干分支从前向后第二个分支的第一个节点(2 个特征点)

[0193] 据此,对于每个特征点,列出下列三个方程,与对于肝脏的类似,在此不再赘述。

[0194] 由此得到 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值分别为:

$$[0195] \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.34 & 0.06 & 0.16 & -72.8 \\ 0.11 & 1.06 & 0.08 & 0.92 \\ -0.55 & 0.31 & 0.11 & 137.7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0196] 其中,设定 X,Y,Z 轴,Z 轴为探头的中心轴线,远离探头为正,探头表面为原点,X 轴平行于探头表面且在探头扫查平面内,从左至右为正,Y 轴垂直于扫查平面,从下至上为正。

[0197] 接着代入下述公式来计算:

$$[0198] \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0199] 由此可以得到整个脾脏的 3D 图像。

[0200] 接下来进行验证,验证步骤同肝脏类似,在此不再赘述。

[0201] 相应地,本发明还公开了一种超声 3D 扫描导向和重建装置,如图 5 所示,超声 3D 扫描导向和重建装置该包括,

[0202] 扫查单元 1:对脏器进行多点扫查以获得多个 3D 图像,每个 3D 图像包含相应的特征信息;

[0203] 重建单元 2:根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

[0204] 所述特征信息包括特征血管、组织形态。

[0205] 进一步地,所述重建单元 2 进一步包括:

[0206] 提取单元:提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息;

[0207] 坐标系转化单元:利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0208] 其中,所述坐标系转化单元进一步包括:

[0209] 找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点的单元,所述特征点是包含特征信息的空间上的点;

[0210] 对于每个特征点 W,分别列出下列三个方程式的单元:

$$[0211] x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$[0212] y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$[0213] z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

[0214] 其中, (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标, (x'_w, y'_w, z'_w) 为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标;

[0215] 通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、

t_x 、 t_y 和 t_z 的值的单元；

[0216] 将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化的单元：

$$[0217] \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

[0218] 其中, (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标, (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0219] 再如图 5 所示, 本发明超声 3D 扫描导向和重建装置还包括验证单元 3, 用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

[0220] 进一步地, 所述验证单元 3 还包括：

[0221] 选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点的单元；

[0222] 按如下公式计算所述拼接误差的单元：

$$[0223] \varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

[0224] 其中, (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标, (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标；

[0225] 判段所述拼接误差 ε 是否小于阈值的单元。

[0226] 由于本发明超声 3D 扫描导向和重建装置的技术方案与本发明超声 3D 扫描导向和重建方法的技术方案相对应, 因此, 在此不再对本发明超声 3D 扫描导向和重建装置的技术方案进行详细描述。

[0227] 另外, 本发明还公开了一种超声系统, 其包括超声 3D 扫描导向和重建装置, 所述超声 3D 扫描导向和重建装置包括：

[0228] 扫查单元 1 : 对脏器进行多点扫查以获得多个 3D 图像, 每个 3D 图像包含相应的特征信息；

[0229] 重建单元 2 : 根据这些 3D 图像重建整个脏器的 3D 图像。

[0230] 所述特征信息包括特征血管、组织形态。

[0231] 进一步地, 所述重建单元 2 还包括：

[0232] 提取单元 : 提取相邻两个 3D 图像的所述特征信息；

[0233] 坐标系转化单元 : 利用所述特征信息将一个 3D 图像中的点的坐标转化为在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0234] 其中, 所述坐标系转化单元进一步包括：

[0235] 找出这两个 3D 图像共有的 4 个特征点的单元, 所述特征点是包含特征信息的空间上的点；

[0236] 对于每个特征点 w, 分别列出下列三个方程式的单元：

$$[0237] x'_w = R_{11} * x_w + R_{12} * y_w + R_{13} * z_w + t_x$$

$$[0238] y'_w = R_{21} * x_w + R_{22} * y_w + R_{23} * z_w + t_y$$

$$[0239] z'_w = R_{31} * x_w + R_{32} * y_w + R_{33} * z_w + t_z$$

[0240] 其中, (x_w, y_w, z_w) 为特征点 w 在一个 3D 图像坐标系下的坐标, (x'_w, y'_w, z'_w)

为该特征点 w 在另一个 3D 图像坐标系下的坐标；

[0241] 通过所列出的 12 个方程式得到 12 个未知数 R_{11} 、 R_{12} 、 R_{13} 、 R_{21} 、 R_{22} 、 R_{23} 、 R_{31} 、 R_{32} 、 R_{33} 、 t_x 、 t_y 和 t_z 的值的单元；

[0242] 将所得 12 个未知数值代入下列方程式并按下列方程式进行坐标系转化的单元：

$$\begin{matrix}
 x' & R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x & x \\
 [y'] & R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y & [y] \\
 [z'] & R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z & [z] \\
 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1
 \end{matrix} \quad (1)$$

[0244] 其中， (x, y, z) 为一个 3D 图像上的点在该 3D 图像坐标系下的坐标， (x', y', z') 为所述点在另一个 3D 图像坐标系下的坐标。

[0245] 该超声系统还包括验证单元 3，用于验证拼接后所得的所述整个脏器的 3D 图像的拼接误差是否在可接受的范围内。

[0246] 所述验证单元 3 进一步包括：

[0247] 选择 3D 图像 m 和 3D 图像 n 所共有的 L 个特征点的单元；

[0248] 按如下公式计算所述拼接误差的单元：

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^L \sqrt{(x_{mi} - x_{ni})^2 + (y_{mi} - y_{ni})^2 + (z_{mi} - z_{ni})^2}$$

[0250] 其中， (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi}) 为特征点 i 在 3D 图像 m 坐标系上的坐标， (x_{ni}, y_{ni}, z_{ni}) 为所述特征点 i 在 3D 图像 n 坐标系上的坐标；

[0251] 判断所述拼接误差 ε 是否小于阈值的单元。

[0252] 当然，本发明超声 3D 扫描导向和重建装置和方法的技术方案可以应用于任何超声系统中。

[0253] 虽然上述已经结合附图描述了本发明的具体实施例，但是本领域技术人员在不脱离本发明的精神和范围的情况下，可以对本发明进行各种改变、修改和等效替代。这些改变、修改和等效替代都意为落入随附的权利要求所限定的精神和范围之内。

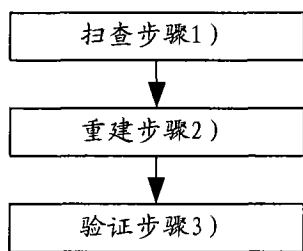


图 1

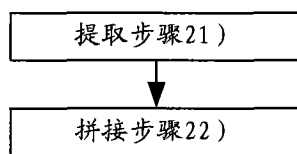


图 2

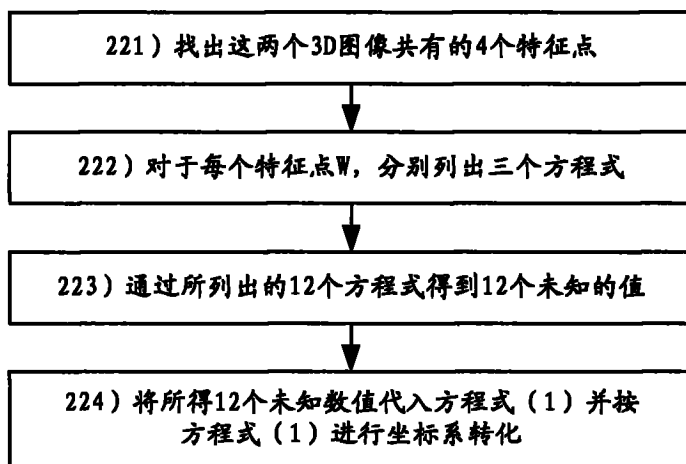


图 3

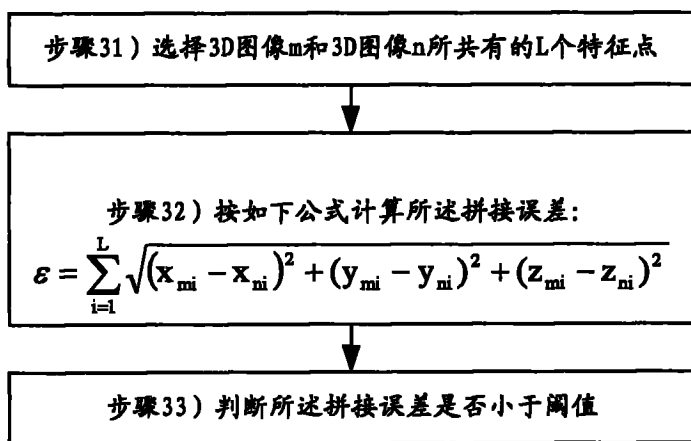


图 4

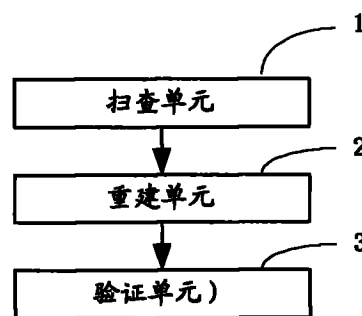


图 5

专利名称(译)	超声3D扫描导向和重建方法和装置及其系统		
公开(公告)号	CN102078203A	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	CN200910225864.2	申请日	2009-11-30
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	沈亮 陈惠人		
发明人	沈亮 陈惠人		
IPC分类号	A61B8/00 G06T15/00		
CPC分类号	G06T3/0068 G06T2207/10136 G06T2207/30004 G06T7/0028 G01S15/8993 G06T11/003 G06T7/33		
代理人(译)	张晓冬 王洪斌		
其他公开文献	CN102078203B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声3D扫描导向和重建方法和装置及其系统。所述超声3D扫描导向和重建方法包括扫查步骤：对脏器进行多点扫查以获得多个3D图像，每个3D图像包含相应的特征信息；重建步骤：根据这些3D图像重建整个脏器的3D图像。所述超声3D扫描导向和重建装置包括扫查单元和重建单元。所述超声系统包括所述超声3D扫描导向和重建装置。采用本发明的技术方案能够在多点进行扫描然后将不同位置的3D扫描图像进行重建从而得到整个脏器的超声3D图像。

