

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)  
G01N 29/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610011160.1

[45] 授权公告日 2009 年 1 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 100450445C

[22] 申请日 2006.1.11

[21] 申请号 200610011160.1

[73] 专利权人 中国科学院自动化研究所

地址 100080 北京市海淀区中关村东路 95 号

[72] 发明人 田捷 戴亚康 薛健

[56] 参考文献

JP2004-261245A 2004.9.24

US5924989A 1999.7.20

US2002/0062077A1 2002.5.23

一种基于不规则采样平面的超声三维图像重建方法. 郝晓辉等. 清华大学学报(自然科学版), 第 39 卷第 9 期. 1999

医学超声三维成像的发展现状与展望. 高上凯等. 电子商务, 第 11 期. 1998

审查员 李林霞

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 段成云

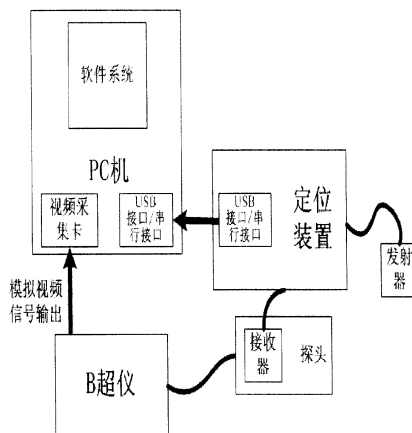
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 5 页

[54] 发明名称

一种实时自由臂三维超声成像系统及其方法

[57] 摘要

本发明涉及超声成像技术领域, 特别是一种实时自由臂三维超声成像系统及其方法。系统包括: PC 机; B 超仪; 视频采集卡; 定位装置; PC 机分别连接于 B 超仪和定位装置。方法包括: (1) 视频采集卡连续不断地采集 B 超仪输出的模拟视频信号; (2) PC 机连续不断地从定位装置读取位置发射器和位置接收器间的 6 自由度参数; (3) PC 机为最新采集到的二维 B 超图像匹配上相应的方位信息, 然后根据二维图像进行三维重建; (4) PC 机对每一幅二维图像进行三维重建后, 计算整个体的重建率和重建率增量, 然后动态更新重建率, 并根据重建率增量驱动扫描重建体的实时体绘制。本发明用于临床诊断中对诊断部位进行实时、交互的三维超声成像。



1. 一种实时自由臂三维超声成像系统，其特征在于，其中包括：

一台 PC 机；

一台 B 超仪，用于产生诊断部位的二维 B 超图像；

一个视频采集卡，用于采集 B 超仪模拟视频信号输出，并将采集到的模拟视频信号转换为 PC 机可以处理的二维数字图像，视频采集卡在 PC 机内；

一台定位装置，该装置至少具有一对发射器和接收器，用于测量发射器和接收器间的 6 自由度参数；

PC 机连接于定位装置，从定位装置读取发射器和接收器间的 6 自由度参数；PC 机连接于 B 超仪，从 B 超仪采集二维 B 超图像；

PC 机对每幅二维 B 超图像匹配上相应的 6 自由度参数，实时重建成三维超声图像，并实时显示扫描重建体的重建率和体绘制的图像。

2. 根据权利要求 1 所述的系统，其特征在于：所述 PC 机具有安装视频采集卡的插槽并能支持视频采集卡工作，PC 机的通讯接口采用 USB 接口用于和定位装置的 USB 接口相连，或采用串行接口用于和定位装置的串行接口相连，并能从定位装置读取发射器和接收器间的 6 自由度参数。

3. 根据权利要求 1 所述的系统，其特征在于：所述 B 超仪能连续不断地采集二维 B 超图像，并能将采集到的二维 B 超图像以模拟视频信号的形式输出；所述 B 超仪具有对二维 B 超图像的测距功能。

4. 根据权利要求 1 所述的系统，其特征在于：所述视频采集卡能通过连接线与 B 超仪的模拟视频输出口相连，能连续不断地采集 B 超仪输出的模拟视频信号，并能将转换后的二维数字图像送入 PC 机的内存。

5. 根据权利要求 1 所述的系统，其特征在于：所述定位装置的接收器被固定在 B 超仪探头的把持端，发射器被固定在离诊断部位一定方位的地方；所述定位装置可以通过连接线与 PC 机的 USB 口或串行接口相连，能连续不断地测量发射器和接收器间的 6 自由度参数，并将其送入输出缓存供 PC 机读取。

6. 一种实时自由臂三维超声成像方法，该方法包括如下步骤：

(1) 视频采集卡连续不断地采集 B 超仪输出的模拟视频信号，并将转换后的二维数字图像送入 PC 机的内存；

(2) PC 机连续不断地从定位装置读取位置发射器和位置接收器间的 6 自由度参数；

(3) PC 机为最新采集到的二维 B 超图像匹配上相应的方位信息，然后对该二维图像进行三维重建；

(4) PC 机对每一幅二维图像进行三维重建后，计算整个体的重建率和重建率增量，然后动态更新显示整个体的重建率，并根据重建率增量驱动扫描重建体的实时体绘制。

7. 根据权利要求 6 所述的方法，还包括以下步骤：

只有当最新采集到的二维 B 超图像得到成功的方位信息匹配时才进行三维重建，否则丢弃该二维 B 超图像。

8. 根据权利要求 6 所述的方法，还包括以下步骤：

在扫描重建过程中的任意时刻都可以暂停扫描，暂停不会损坏已扫描重建的数据，而且之后能继续进行扫描重建。

9. 根据权利要求 6 所述的方法，其特征在于：用和二维 B 超图像采集时间最接近的前、后两个方位数据插值的方法为最新采集到的二维 B 超图像匹配上方位信息。

10. 根据权利要求 6 所述的方法，其特征在于：采用基于二维 B 超图像的数据驱动的三维重建方法，只有采集到二维 B 超图像才能够进行该二维图像的三维重建。

## 一种实时自由臂三维超声成像系统及其方法

### 技术领域

本发明涉及超声成像技术领域，特别是一种实时自由臂三维超声成像系统及其方法。

### 背景技术

获取三维超声图像的方法被称为三维超声成像方法，它是自二维 B 超成像以来医学诊断技术史上的又一次飞跃。目前三维超声成像系统中使用的三维成像方法有直接三维超声成像方法（采用三维容积阵列探头一次成像）和重建式三维超声成像方法两种。由于直接三维超声成像系统的硬件价格比较昂贵，且不适合大区域的三维超声成像，因此现在国内外使用的三维超声成像系统大多数还是采用重建式三维超声成像方法，具体包括机械臂三维超声成像、手持机械扫三维超声成像和带有定位装置的自由臂三维超声成像这三种方法。其中自由臂三维超声成像方法只需在传统的二维 B 超探头的把持端固定上一个定位装置的接收器就可以进行目标体的三维扫描成像，能将任何一台常规的二维超声仪升级成三维超声设备。由于其使用方便灵活，已经成为三维超声成像研究和临床应用领域非常活跃的部分。

国内外在自由臂三维超声成像方面的研究已经有十多年的历史，取得了一定的成果。在临床诊断中，临床医生需要获得诊断部位的尽可能详细的信息，以得出更准确的诊断结果。因此临床医生希望在扫描的同时，就能知道诊断部位的哪些部分已经完成扫描成像，哪些部分还需要进行扫描成像，从而可以根据这些信息交互地扫描得到诊断部位的比较完备的三维图像。但现有的自由臂三维超声成像系统将扫描、三维重建和可视化分离，或是在采集完成所有扫描数据后再进行重建和显示，或是在扫描的同时进行采集、重建，在扫描完成后再进行显示，这就不能提供必要的交互信息，临床医生只能在其重建完成并显示后才能看到扫描成

像的结果，而不能在扫描的过程中实时掌握扫描成像的信息，从而不能根据实际诊断的需要实时交互地扫描得到完备的三维图像。

## 发明内容

本发明所述的实时自由臂三维超声成像系统以传统 B 超仪、视频采集卡和定位装置为接口，以一种实时自由臂三维超声成像方法为核心，将得到的二维 B 超图像实时重建成三维超声图像，并根据重建率增量驱动扫描重建体的实时体绘制。

根据本发明，所述系统由两部分组成，第一部分是实时自由臂三维超声成像硬件系统；第二部分是在第一部分基础上的实时自由臂三维超声成像软件系统。

在本发明中，系统连续不断地采集二维 B 超图像和读取定位装置的发射器与接收器间的 6 自由度方位信息，实时为最新采集到的 B 超图像匹配上相应的方位信息，然后对该二维图像进行快速实时三维重建。系统对每一幅二维图像进行三维重建后都会计算整个体的重建率和重建率增量，然后动态更新显示整个体的重建率，并根据重建率增量驱动扫描重建体的实时体绘制。由于临床医生在对诊断部位进行扫描的同时，不仅能定性地看到扫描重建的可视化结果，还可以定量地看到整个体的重建率，使得其能够根据实际诊断的需要，扫描重建得到诊断部位的完备的三维图像。并且由于系统采用了数据驱动的三维重建方法，这便可以结合循环呼吸的特点克服呼吸对扫描重建产生的影响，提高成像质量。本发明用于临床诊断中对诊断部位进行实时、交互的三维超声成像。

## 附图说明

图 1 是本发明的实时自由臂三维超声成像系统图。

图 2 是本发明的实时自由臂三维超声成像方法流程图。

图 3 是实时自由臂三维超声成像系统的三维重建的框架图。

图 4 是本发明所采用的对二维图像像素进行坐标变换的数学模型图。

图 5 是本发明采用一个循环队列缓存结构和三个处理线程 B 超图像匹配图。

图 6 是本发明在扫描重建前系统将重建体空间网格化图。

图 7 是采用本发明进行实时重建实验的动态过程图。

## 具体实施方式

根据本发明，所述的实时自由臂三维超声成像硬件系统的系统结构见图 1。该硬件系统包括如下几个部分：实时自由臂三维超声成像系统以实时自由臂三维超声成像软件系统为核心，以传统 B 超仪、视频采集卡和定位装置为接口，实现临床诊断中对诊断部位进行实时交互的扫描成像。

图 1 本发明的实时自由臂三维超声成像系统包括：

一台 PC 机，该 PC 机具有安装视频采集卡的插槽并能支持视频采集卡工作。其通讯接口采用 USB 接口用于和定位装置的 USB 接口相连，或采用串行接口用于和定位装置的串行接口相连，并能从定位装置读取位置发射器和位置接收器间的 6 自由度参数。

一台 B 超仪，该 B 超仪能连续不断地采集诊断部位的二维 B 超图像，并能将采集到的二维 B 超图像以模拟视频信号的形式输出；所述 B 超仪具有对二维 B 超图像的测距功能。

一个视频采集卡，视频采集卡在 PC 机内；用于采集模拟视频信号输出，并将采集到的模拟视频信号转换为 PC 机可以处理的二维数字图像，该视频采集卡能通过连接线与 B 超仪的模拟视频输出口相连，能连续不断地采集 B 超仪输出的模拟视频信号，并能将转换后的二维数字图像送入 PC 机的内存。

一台定位装置，该装置至少具有一对发射器和接收器，定位装置的接收器被固定在 B 超仪探头的把持端，发射器被固定在离诊断部位一定方位的地方，该定位装置可以通过连接线与 PC 机的 USB 口或串行接口相连，能连续不断地测量发射器和接收器间的 6 自由度参数，并将其送入输出缓存供 PC 机读取。PC 机分别连接于 B 超仪和定位装置。

所述 PC 机具有安装视频采集卡的插槽并能支持视频采集卡工作，其通讯接口采用 USB 接口用于和定位装置的 USB 接口相连，或采用串行接口用于和定位装置的串行接口相连，并能从定位装置读取位置发射

器和位置接收器间的 6 自由度参数。

所述 B 超仪能连续不断地采集二维 B 超图像，并能将采集到的二维 B 超图像以模拟视频信号的形式输出；所述 B 超仪具有对二维 B 超图像的测距功能。

所述视频采集卡能通过连接线与 B 超仪的模拟视频输出口相连，能连续不断地采集 B 超仪输出的模拟视频信号，并能将转换后的二维数字图像送入 PC 机的内存。

所述定位装置的接收器被固定在 B 超仪探头的把持端，发射器被固定在离诊断部位一定方位的地方；所述定位装置可以通过连接线与 PC 机的 USB 口或串行接口相连，能连续不断地测量发射器和接收器间的 6 自由度参数，并将其送入输出缓存供 PC 机读取。

图 2 是本发明的实时自由臂三维超声成像方法流程图。在扫描的同时，一方面视频采集卡连续不断地采集 B 超仪输出的模拟视频信号，并将转换后的二维数字图像送入计算机的内存，另一方面计算机连续不断地读取定位仪的发射器与接收器间的方位信息，这两者是并行地进行的。计算机实时为最新采集到的二维 B 超图像匹配上相应的方位信息，并对该二维图像进行实时的三维重建。在每完成一幅二维图像的三维重建后，都重新计算体的重建率和重建率增量，然后更新显示体的重建率，并根据重建率增量驱动扫描重建体的重新体绘制。

根据本发明，所述的实时自由臂三维超声成像软件系统是在 PC 机内实现的，方法流程见图 2。该软件系统的自由臂三维超声成像方法包括如下步骤：

- (1) 视频采集卡连续不断地采集 B 超仪输出的模拟视频信号，并将转换后的二维数字图像送入 PC 机的内存；
- (2) PC 机连续不断地从定位装置读取位置发射器和位置接收器间的 6 自由度参数；
- (3) PC 机为最新采集到的二维 B 超图像匹配上相应的方位信息，然后对该二维图像进行三维重建；
- (4) PC 机对每一幅二维图像进行三维重建后，计算整个体的重建率和重建率增量，然后动态更新显示整个体的重建率，并根据重建率增

量驱动扫描重建体的实时体绘制。

所述的方法，还包括以下步骤：

只有当最新采集到的二维 B 超图像得到成功的方位信息匹配时才进行三维重建，否则丢弃该二维 B 超图像。

还包括以下步骤：

在扫描重建过程中的任意时刻都可以暂停扫描，暂停不会损坏已扫描重建的数据，而且之后可继续进行扫描重建。

用和二维 B 超图像采集时间最接近的前、后两个方位数据插值的方法为最新采集到的二维 B 超图像匹配上方位信息。

采用基于二维 B 超图像的数据驱动的三维重建方法，只有采集到二维 B 超图像才可能进行该二维图像的三维重建。

临床医生选择受呼吸影响较小的诊断部位进行连续不断的扫描成像从而达到较好的成像质量。

根据本发明，所述三维重建过程总体上可分为对二维图像像素进行坐标变换和在重建体空间中进行体采样两个阶段。

三维重建的框架见图 3。在扫描重建前，系统预先根据需要或按一定准则适当地选取体素的大小，并将重建体空间网格化为一个规则的体素场，其中每个体素都是具有一定大小的长方体块。在扫描重建过程中，系统获得二维图像和与该二维图像相关的方位信息，利用一系列坐标变换将二维图像的每一个像素都变换到重建体空间坐标系下。在规则的体素场中，对重建体空间坐标系下的每一个像素进行体采样，即按一定准则将这些像素的像素值赋给体素场中合适的体素，从而完成了二维图像的三维重建。随着扫描的继续，系统不断地进行二维图像的三维重建，最终得到一个规则的体数据集，也即重建体数据。

本发明所采用的对二维图像像素进行坐标变换的数学模型见图 4。图中共有 4 个坐标系。P 是建立在 B 超扫描平面上的坐标系，其 X 轴和 Y 轴都在扫描平面内，分别沿着二维扫描图像的横向和纵向。因为每一幅二维 B 超图像平面都与扫描平面一致，所以任何一个像素在 P 坐标系中的 Z 坐标值都为零。R 是建立在所述接收器上的坐标系，T 是建立在所述发射器上的坐标系，这两个坐标系分别采用 6 自由度定位仪的所述

定位装置的接收器和发射器的默认坐标系。C 是建立在重建体空间上的坐标系，一般选取 C 的坐标原点在重建体空间的一个顶点，而其三个轴向分别在经过这个顶点的三条棱上。二维 B 超图像像素从 P 坐标系到 C 坐标系的坐标变换过程可参见图 4 中白线的运动路径。其坐标变换关系可以用三个坐标变换矩阵连乘的形式来表示： $C_X = {}^C T_T \cdot {}^T T_R \cdot {}^R T_P \cdot {}^P X$ ，其中

${}^P X = \begin{bmatrix} s_x \mu & s_y \nu & 0 & 1 \end{bmatrix}^T$  是二维图像像素在 P 坐标系下坐标值的齐次形式。 $s_x$

和  $s_y$  分别是二维图像像素在横向和纵向的间隔，可以根据 B 超仪的测距功能求出， $\nu$  和  $\mu$  分别是用于存储二维图像的二维数组的行和列的索引值， ${}^R T_P$  是 P 坐标系到 R 坐标系的坐标变换矩阵， ${}^T T_R$  是 R 坐标系到 T 坐标系的坐标变换矩阵， ${}^C T_T$  是 T 坐标系到 C 坐标系的坐标变换矩阵， $C_X$  是像素经变换后在 C 坐标系下坐标值的齐次形式。 ${}^R T_P$ ， ${}^T T_R$  和  ${}^C T_T$  可以写成一个统一的矩阵形式：

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

表示 I 坐标系到 J 坐标系的坐标变换矩阵。 $x$ ， $y$ ， $z$ ， $\alpha$ ， $\beta$ ， $\gamma$  是两坐标系间的 6 自由度参数。

由公式  $C_X = {}^C T_T \cdot {}^T T_R \cdot {}^R T_P \cdot {}^P X$  可知，将二维图像像素从 P 坐标系变换到 C 坐标系必须要知道与这个二维图像相关的一系列变换矩阵。 ${}^R T_P$  可以通过空间校准得到， ${}^C T_T$  是根据实际扫描需要而交互选择的矩阵参数，两者都可以预先得到。因此只需要得到与二维图像相关的  ${}^T T_R$  就可以将该二维图像像素变换到 C 坐标系下。这就要求在采集二维图像的同时采集得到  ${}^T T_R$ 。但实际上达不到这一同时性，因为计算机不能同时进行这两个数据的采集。

图 5 是本发明采用一个循环队列缓存结构和三个处理线程 B 超图像匹配图。位置采集线程持续不断地将从定位仪读入的方位数据及其时间标记存入循环队列缓存。匹配线程实时根据最新采集到的二维图像的时间标记到循环队列缓存中去查找与该二维图像匹配的方位数据。

本发明采用一个循环缓存结构和三个处理线程为最新采集到的二维 B 超图像匹配上相应的方位信息，匹配过程见图 5 所示。循环缓存的长度为  $N$ ，用于循环存放最新读入的方位数据及其时间标记。循环存放的方法如下：

(1) 开辟一个长度为  $N$  的数据缓存，设置一个对该缓存的索引，记为  $n$ ，且  $0 < n < N-1$ 。

(2) 在每增加一个数据存放前，将  $n = n + 1$ ，若  $n = N$ ，则置  $n = 0$ ，并将该数据放入数据缓存中  $n$  所索引的位置。

使用循环缓存不仅能将未知数量的数据存放在一个有限大小的内存空间，而且还避免了内存搬移带来的额外开销，在所述这样一个要求实时的系统中明显提高了效率。

本发明所述的三个处理线程分别是位置采集线程、二维图像采集线程和匹配线程，具体实现方法如下：

(1) 位置采集线程持续不断地从定位仪读入 R 坐标系与 T 坐标系间的方位数据，同时为其标记上采集时间，记为  $T_p$ 。并将 6 自由度参数及其时间标记存放入循环缓存；

(2) 二维图像采集线程持续不断地采集二维 B 超图像，并将其存放入 PC 机的内存中，同时为其标记上采集时间，记为  $T_i$ ；

(3) 匹配线程实时根据最新采集的二维图像的时间标记到循环缓存中去查找。若  $T_{p1} < T_i < T_{p2}$ ，则取出与  $T_{p1}$  和  $T_{p2}$  对应的方位数据，线性插值出与该二维图像匹配的方位数据。若  $T_i$  大于循环缓存中的最大  $T_p$ ，则立即追加一个方位数据的读入，用循环缓存中最大  $T_p$  所对应的方位数据和追加读入的方位数据，线性插值出与该二维图像匹配的方位数据。若  $T_i$  小于循环缓存中的最小  $T_p$ ，则舍弃该二维图像，不对其进行重建。由于图像数据的采集时间比方位数据的采集时间长，因此一般都不会出现第三种情况。

根据本发明，在扫描重建前，系统就已经将重建体空间网格化为一个规则的体素场，每个体素是一个长方体块，且所有体素的大小都是相等的，该规则体素场在计算机内部以三维数组的形式表示。并将所有体素的初值置 0。规则的体素场见图 6，该规则体素场在 PC 机中以三维数

组的形式表示。由所述的匹配线程，系统得到了最新采集的二维 B 超图像和与其匹配的 R、T 坐标系间的 6 自由度参数。在 6 自由度参数转换为矩阵 ${}^T T_R$ 之后，就可以利用所述公式 $C_X = {}^C T_T \cdot {}^T T_R \cdot {}^R T_P \cdot {}^P X$ 将二维图像像素变换到 C 坐标系下。对变换到 C 坐标系下的每一个像素点进行体采样，便得到了该像素在规则体素场中的重建结果。本发明中采用最近邻保样的方法对像素点进行体采样。其方法如下：

- (1) 设像素  $p$  在 C 坐标系下的位置为  $P$ ，像素值为  $V_p$ ；
- (2) 设体素  $v$  在 C 坐标系下所占的空间区域为  $R$ ，体素值为  $V_v$ ；
- (3) 若对像素  $p_i$ ，其  $P_i$  在  $R_j$  范围内，同时体素  $v_j$  的体素值为 0，且尚未被赋值，则使  $V_{v_j} = V_{p_i}$ 。

图 7 是采用本发明进行实时重建实验的动态过程图。图中的物体是实验用的胎儿模型。在整个扫描过程中，系统实时获取二维图像数据及其方位信息，实时进行三维重建计算，并根据重建率增量驱动扫描重建体的实时体绘制。图中分别显示了完成整个体扫描重建的 30%、60%、85% 和 92% 时的体绘制结果。

根据本发明，在对每一幅二维图像进行三维重建后，计算整个体的重建率和重建率增量，然后动态更新显示整个体的重建率，并根据重建率增量驱动扫描重建体的实时体绘制，实时重建的动态可视化过程见图 7。具体实现包括如下步骤：

- (1) 设规则体素场中的体素总数为  $V_{total}$ ；
- (2) 设规则体素场中，当前已被填充的体素(在三维重建过程中被赋值)数目为  $V_{current}$ ，且初始  $V_{current} = 0$ ；
- (3) 设重建体在上一次三维体显示时，规则体素场中已被填充的体素数目为  $V_{origin}$ ，且初始  $V_{origin} = V_{current} = 0$ ；
- (4) 设驱动扫描重建体实时体绘制的重建率增量阈值为  $R$  (如 5%)；
- (5) 在对每一幅二维图像进行三维重建过程中，若有一个新体素被填充，则  $V_{current} = V_{current} + 1$ ；
- (6) 在对每一幅二维图像进行三维重建后，计算整个体的重建率  $R_{total} = 100 * V_{current} / V_{total}$ ；
- (7) 在对每一幅二维图像进行三维重建后，计算重建率增量

$$R_{add} = 100 * (V_{current} - V_{origin}) / V_{total};$$

(8) 若  $R_{add} > R$ ，则驱动扫描重建体的实时体绘制，并令  $V_{origin} = V_{current}$ 。

根据本发明，要求临床医生对受呼吸影响较小的诊断部位进行实时、交互的扫描成像，从而能达到较好的成像质量。

在本发明中，由于采用了基于二维图像的数据驱动的三维重建方法，因此在扫描重建过程中的任意时刻都可以暂停扫描，暂停不会损坏已扫描重建的数据，而且之后可继续进行扫描重建。根据所述三维重建方法的优点，并结合循环呼吸的特点，便可以克服呼吸对扫描重建产生的影响，提高成像质量，一种克服呼吸对扫描重建产生影响的方法，该方法包括如下步骤：

具体步骤如下：

- (1) 叮嘱病人深吸一口气，屏住呼吸；
- (2) 开始对诊断部位进行扫描成像，持续几秒钟后停止；
- (3) 叮嘱病人换气，然后再次深吸一口气，屏住呼吸；
- (4) 再次开始对诊断部位进行扫描成像，持续几秒钟后停止；
- (5) 循环反复，直到完成对诊断部位的扫描成像。

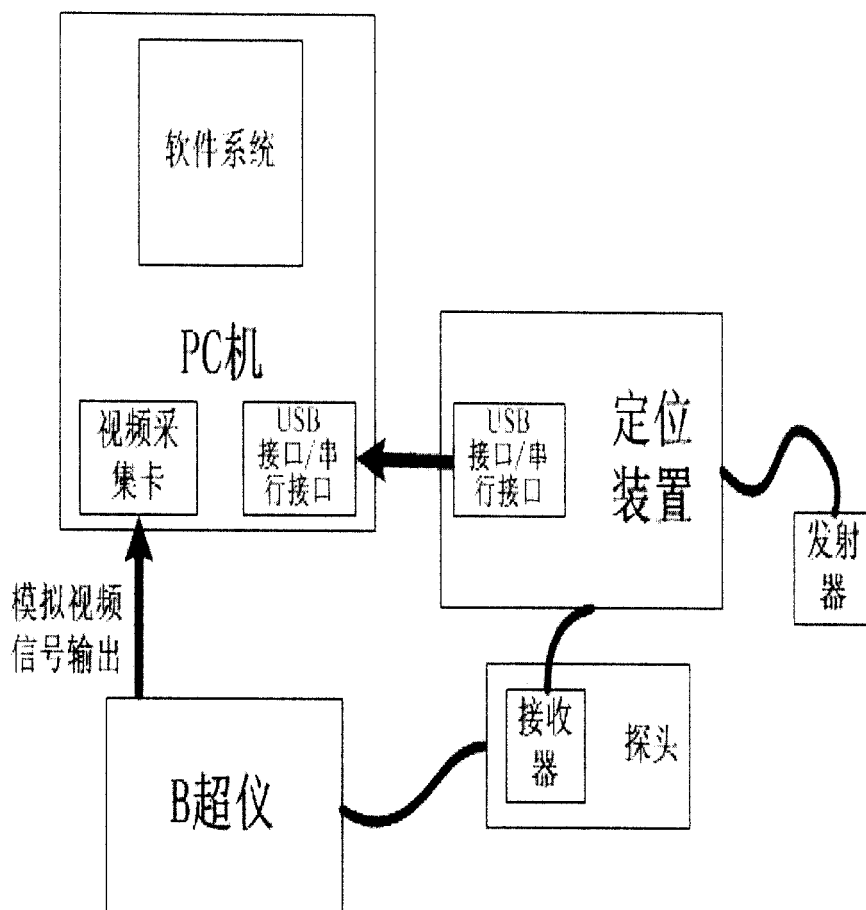


图 1

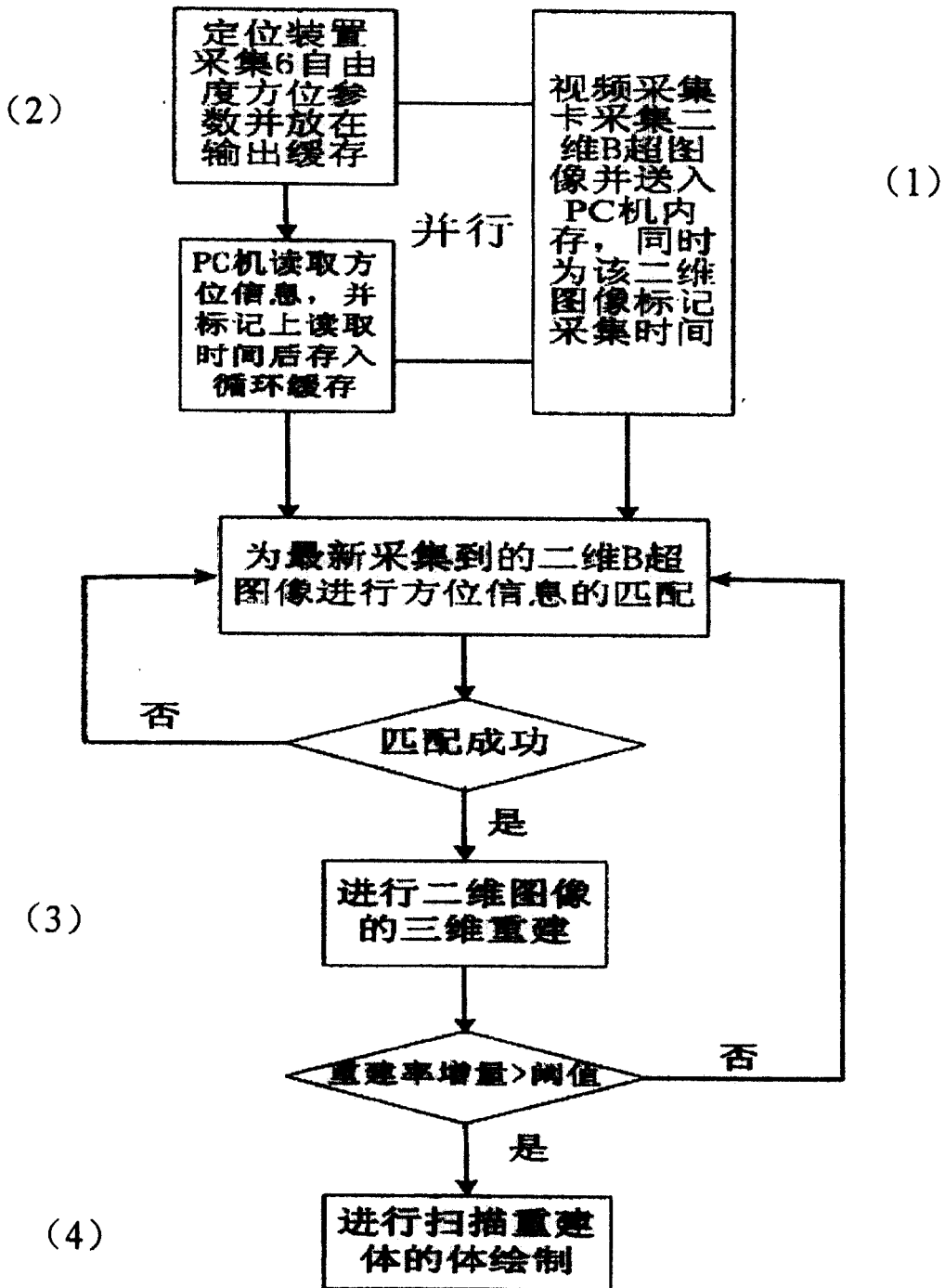


图 2

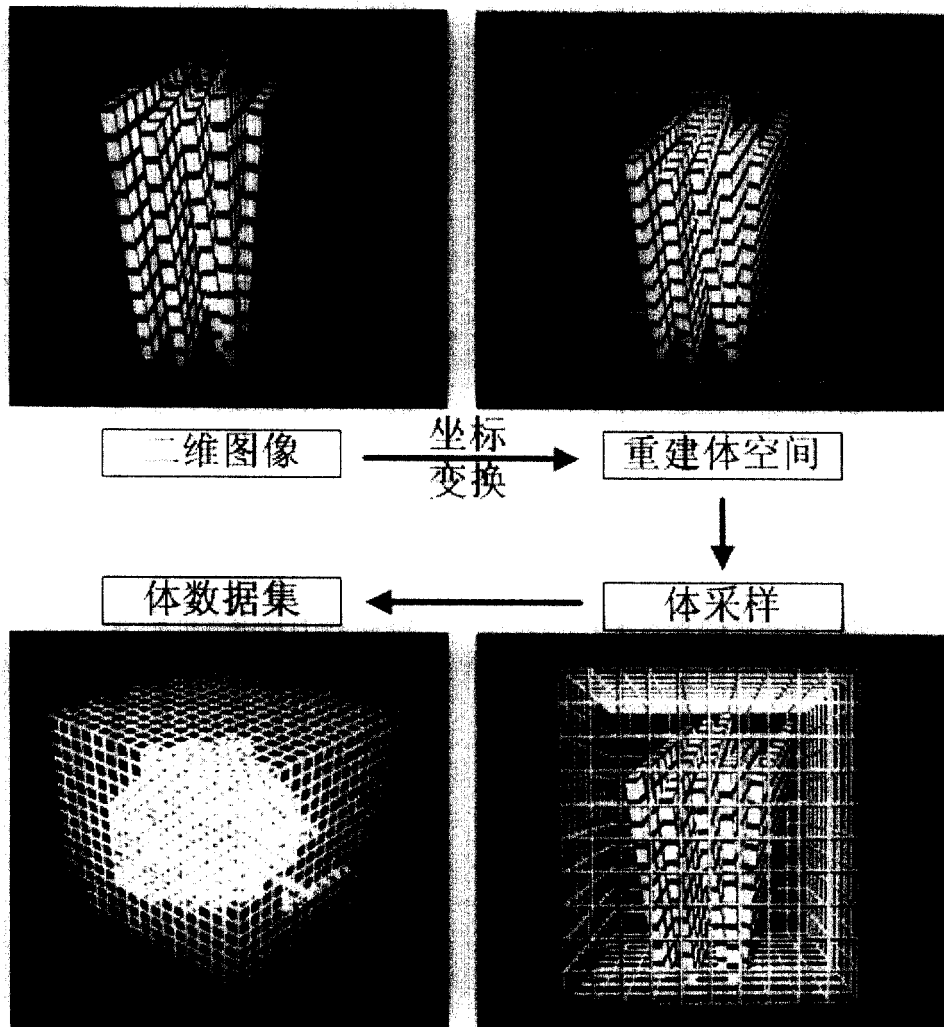


图 3

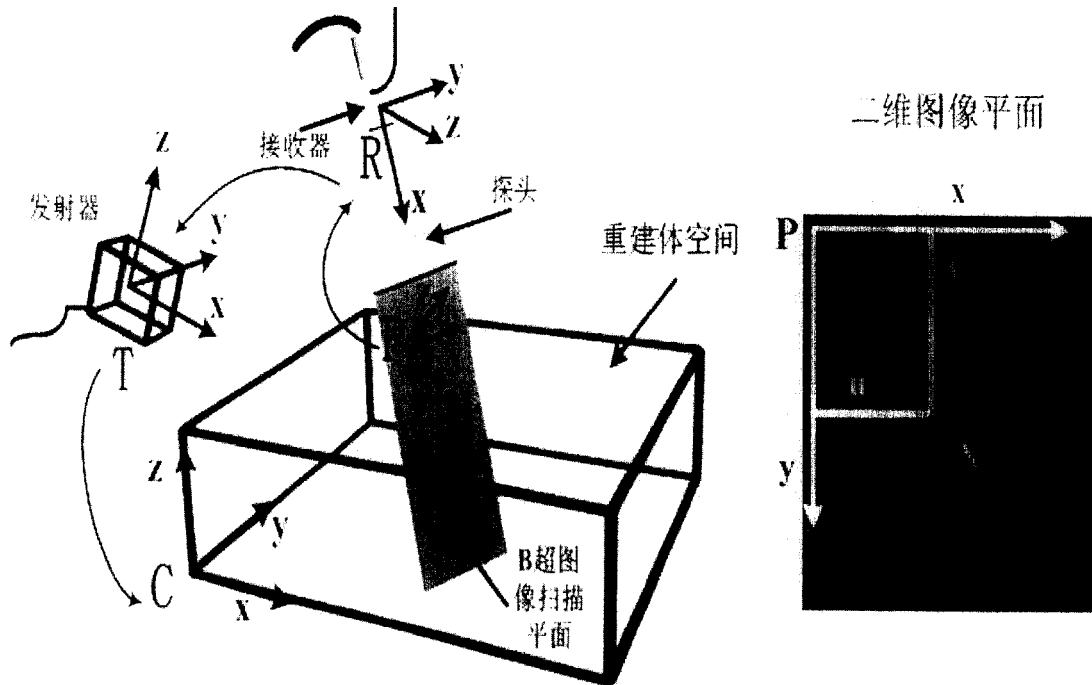


图 4

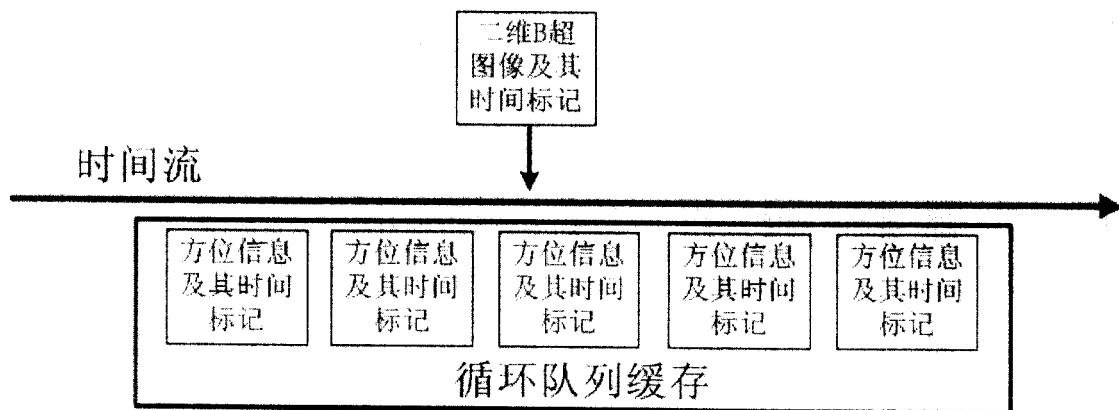


图 5

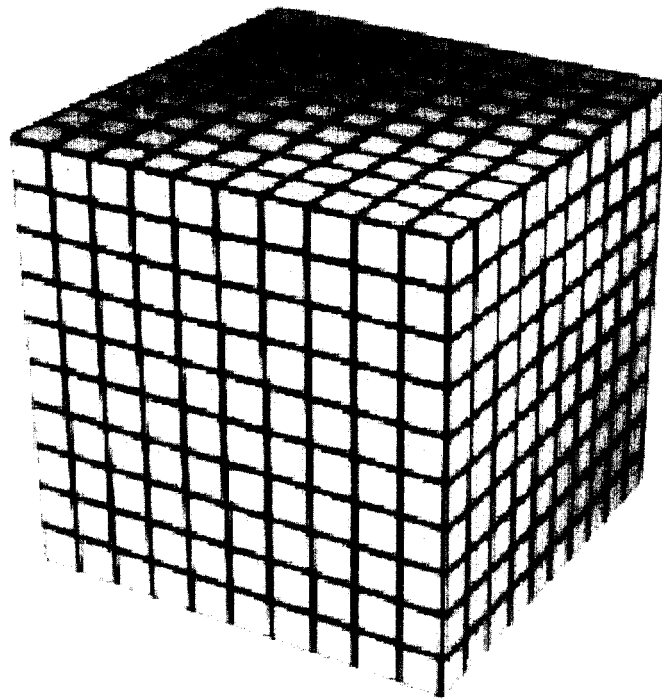


图 6

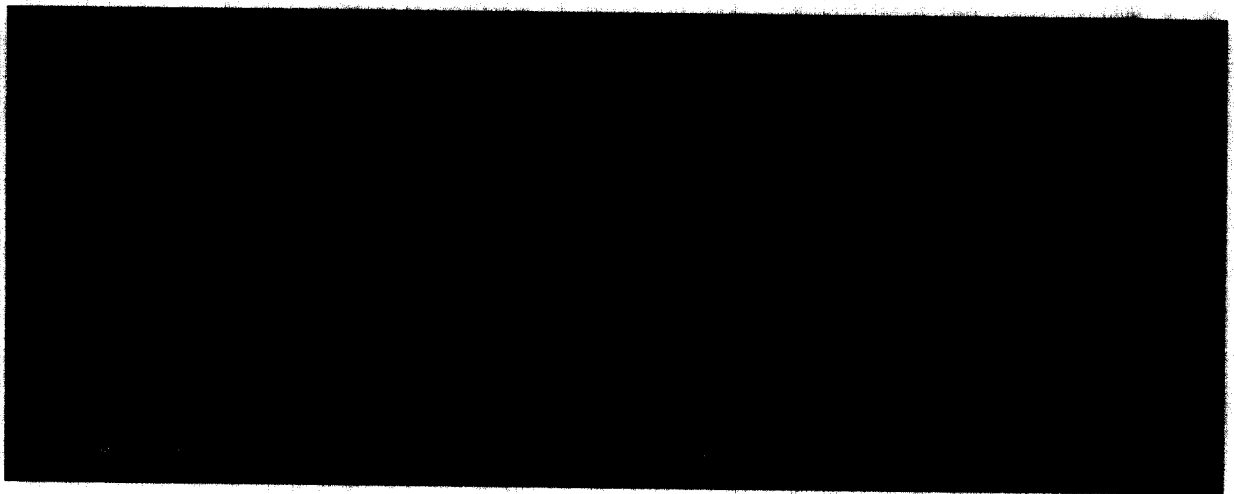


图 7

专利名称(译)	一种实时自由臂三维超声成像系统及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN100450445C</a>	公开(公告)日	2009-01-14
申请号	CN200610011160.1	申请日	2006-01-11
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院自动化研究所		
[标]发明人	田捷 戴亚康 薛健		
发明人	田捷 戴亚康 薛健		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
代理人(译)	段成云		
审查员(译)	李林霞		
其他公开文献	CN100998511A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及超声成像技术领域，特别是一种实时自由臂三维超声成像系统及其方法。系统包括：PC机；B超仪；视频采集卡；定位装置；PC机分别连接于B超仪和定位装置。方法包括：(1)视频采集卡连续不断地采集B超仪输出的模拟视频信号；(2)PC机连续不断地从定位装置读取位置发射器和位置接收器间的6自由度参数；(3)PC机为最新采集到的二维B超图像匹配上相应的方位信息，然后根据二维图像进行三维重建；(4)PC机对每一幅二维图像进行三维重建后，计算整个体的重建率和重建率增量，然后动态更新重建率，并根据重建率增量驱动扫描重建体的实时体绘制。本发明用于临床诊断中对诊断部位进行实时、交互的三维超声成像。

