

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/13 (2006.01)
G06T 15/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710053757.7

[43] 公开日 2008年3月26日

[11] 公开号 CN 101147688A

[22] 申请日 2007.11.5

[21] 申请号 200710053757.7

[71] 申请人 武汉迪正雅合科技有限责任公司

地址 430074 湖北省武汉市珞瑜路华中科技大学
大学东校区东 11 楼 508 华科大 - 迪正
雅合联合实验室

[72] 发明人 丁明跃 罗小安 郑友辉 洪 磊

[74] 专利代理机构 武汉天力专利事务所
代理人 程 祥 冯卫平

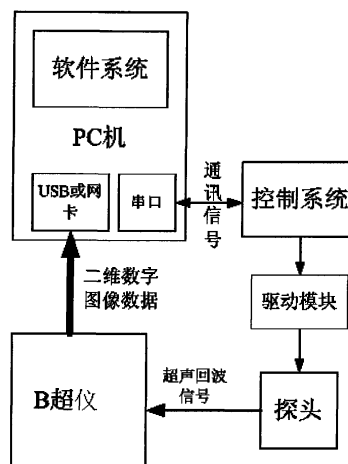
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 发明名称

一种机械扫描实时三维超声成像系统及方法

[57] 摘要

本发明涉及一种基于机械扫描的实时三维超声成像系统，包括具有 USB 接口和串行接口的 PC 机，带有数字接口的二维 B 超仪，步进电动机及其控制和驱动部分；PC 机的 USB 接口与 B 超仪的数字接口连接，PC 机串口与控制部分的通讯口连接，控制和驱动部分中的驱动模块的输出与步进电动机的输入连接，步进电动机的旋转轴与 B 超仪的超声探头固定连接。方法包括：设置扫描参数；计算图像的相对位置关系；探头初始位置复位；空间数据采集；三维数据重建；实现空间三维图像的动态成像。本发明用于临床诊断中对诊断部位进行三维成像，或者在介入式治疗中作为三维图像引导。



1、一种机械扫描实时三维超声成像系统，其特征在于包括：

一台具有串行接口和 USB 接口或串行接口和网卡接口的 PC 机；

一台具有数字接口的用于产生诊断部位二维 B 超图像的 B 超仪；

步进电动机及其控制和驱动部分，控制和驱动部分中的控制器的输出与驱动模块的输入连接，驱动模块的输出与步进电动机的输入连接，步进电动机的旋转轴与 B 超仪的超声探头固定连接；PC 机的 USB 或网卡接口与 B 超仪的数字接口连接，PC 机串口与控制驱动部分的控制器的通讯口连接。

2、根据权利要求 1 所述的系统，其特征在于：所述步进电动机与 B 超仪的超声探头集成为一体。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的系统，其特征在于：控制和驱动部分中的控制器与驱动模块集成为一块电路板，并采用单片机或 DSP 芯片作为控制器实现对探头运动的控制。

4、采用权利要求 1 所述的机械扫描实时三维超声成像系统的成像方法，包括以下步骤：

步骤 1：设置步进电动机驱动探头的扫描参数：扫描范围 α 、扫描速度 s 和扫描方向；

步骤 2：根据扫描参数和 B 超仪的成像帧率计算扫描范围内的各帧剖面图像的相对位置关系；这个相对位置关系用各帧剖面图像之间的夹角来确定，其计算公式为： $\sigma = s / (B \text{超仪成像帧率} - 1)$ ；

步骤 3：超声探头初始位置复位：将扫描范围 α 内 $\alpha / 2$ 处的位置作为探头的初始位置和三维重建的参考位置；如果在扫描过程中在线进行了参数调节，则在参数调节时探头所处的位置作为在新的参数设置下的三维数据重建的初始参考位置；

步骤 4：驱动探头扫描，B 超仪所采集到的二维超声数字图像不断地从其

数字接口经 PC 机 USB 口传送到 PC 机内存，完成空间目标区域的数据采集；

步骤 5：对选定的扫描范围所确定的空间容积，PC 机根据各帧图像方位信息，利用所采集的数据进行三维数据体的重建；

步骤 6：用重建后的三维数据体更新原来的三维数据，实现空间三维图像的动态成像；并转至步骤 4，如果是三维超声图像导引，则重复此过程直至使用者选择结束，如果是用于辅助诊断，则重复此过程直至完成所设置的扫描次数后自动结束。

5、根据权利要求 4 所述的方法，三维数据重建还包括如下步骤：（1）根据探头初始位置和二维剖面图像的空间位置关系获得每帧二维剖面图像的空间位置；（2）建立重建系数表；（3）获取存储源数据的内存首地址；（4）确定三维图像像元最近邻的四个采样点，读取其灰度值；（5）查找重建系数表，运用双线性插值方法，完成三维图像像元灰度值的重建。

一种机械扫描实时三维超声成像系统及方法

技术领域：

本发明涉及超声成像领域，特别是一种基于机械扫描的实时三维超声成像系统及其方法。

背景技术：

三维超声成像是相对于传统二维超声成像在医学影像诊断领域的又一次飞跃，它克服了二维成像中无法对被成像物体的三维信息进行描述的问题，从而使体积的精确测量、组织器官空间形态的显示与描述、以及三维成像导引成为可能。

目前国内外三维超声成像方法主要有直接三维成像和基于重建的三维超声成像两大类，由于直接三维成像方法硬件价格昂贵，而且成像目标区域小，因此，目前国内外的三维超声成像系统大部分都是基于重建的方法。根据三维数据获取的扫描方法不同，基于重建的方法主要有机械扫描，机械自由臂定位，声、磁等位置传感器定位系统。机械扫描方式位置测量精度高，重建图像失真小，重建图像可以用来进行定量分析，而且其精确的空间定位能力，在介入式治疗和影像导引方面具有不可估量的应用价值。

国内外对基于重建的三维成像技术的研究已经有十多年的历史，而且在各个方面都取得了一定的成果。在临床应用中，医生一方面要求获得诊断部位尽可能准确和尽可能多的信息，从而尽可能做出准确的诊断；另一方面，要求成像速度尽可能的快，最好实时。在以往的重建三维超声成像系统中，一般是通过一个视频采集卡，对二维超声机屏幕上的模拟视频信号进行数字化采集，然后对这些采集的数字图像在 PC 机中实现三维图像的重建和显示。在这个过程中，数字化的采集过程使信号有一定的失真，而且视频信号的传送帧率有限，使得用于三维重建的数字信号与超声探头数据采集的信号之间不能匹配。特别是，近年来探头技术和电子技术的发展，B 超仪的成像帧率越来越高，甚至达到 100 帧/秒以上，而 25 帧/秒和 50 帧/秒的视频传送标准已远不能达到应用要求。

发明内容

本发明所要解决的问题是提供一种机械扫描实时三维超声成像系统及方法，该系统和方法可以无失真地获取原始的二维 B 超图像，克服现有三维超声成像工作站中，运用视频采集卡对 B 超仪屏幕进行数字化采集过程中的失真，同时克服视频传输制式的速度限制，实现与 B 超仪成像帧率的同步。

本发明所提供的基于机械扫描的实时三维超声成像系统是在传统二维超声仪上，利用步进电动机驱动超声探头对目标区域进行扇形扫描，同时借助 USB 或网络接口将超声仪获

取的序列二维 B 超数字图像从其内部数字接口实时无失真地传到 PC 机内存中, 在 PC 机中实时地完成三维超声图像数据重建, 同时实现三维数据的实时体绘制或其它的渲染方式, 并在此基础上实现 3D/4D 超声成像。

根据本发明, 所述系统包括: 一台具有串行接口和 USB 接口或串行接口和网卡接口的 PC 机; 一台具有数字接口的用于产生诊断部位二维 B 超图像的 B 超仪; 步进电动机及其控制和驱动部分, 控制和驱动部分中的控制器的输出与驱动模块的输入连接, 驱动模块的输出与步进电动机的输入连接, 步进电动机的旋转轴与 B 超仪的超声探头固定连接; PC 机的 USB 或网卡接口与 B 超仪的数字接口连接, PC 机串口与控制及驱动部分的控制器的通讯口连接。

所述步进电动机与 B 超仪的超声探头集成为一体。

上述控制和驱动部分中的控制器与驱动模块集成为一块电路板, 并采用单片机或 DSP 芯片作为控制器实现对探头运动的控制。

本发明还提供了采用上述机械扫描实时三维超声成像系统的成像方法, 包括以下步骤:

步骤 1: 设置步进电动机驱动探头的扫描参数: 扫描范围 α 、扫描速度 s 和扫描方向;

步骤 2: 根据扫描参数和 B 超仪的成像帧率计算扫描范围内的各帧剖面图像的相对位置关系; 这个相对位置关系用各帧剖面图像之间的夹角来确定, 其计算公式为:

$$\sigma = s / (B \text{超仪成像帧率} - 1);$$

步骤 3: 超声探头初始位置复位: 将扫描范围 α 内 $\alpha / 2$ 处的位置作为探头的初始位置和三维重建的参考位置; 如果在扫描过程中在线进行了参数调节, 则在参数调节时探头所处的位置作为在新的参数设置下的三维数据重建的初始参考位置;

步骤 4: 驱动探头扫描, B 超仪所采集到的二维超声数字图像不断地从其数字接口经 PC 机 USB 口传送到 PC 机内存, 完成空间目标区域的数据采集;

步骤 5: 对选定的扫描范围所确定的空间容积, PC 机根据各帧图像方位信息, 利用所采集的数据进行三维数据体的重建;

步骤 6: 用重建后的三维数据体更新原来的三维数据, 实现空间三维图像的动态成像; 并转至步骤 4, 如果是三维超声图像导引, 则重复此过程直至使用者选择结束, 如果是用于辅助诊断, 则重复此过程直至完成所设置的扫描次数后自动结束。

上述三维数据重建还包括如下步骤: (1) 根据探头初始位置和二维剖面图像的空间位置关系获得每帧二维剖面图像的空间位置; (2) 建立重建系数表; (3) 获取存储源数据的内存首地址; (4) 确定三维图像像元最近邻的四个采样点, 读取其灰度值; (5) 查找重建系数表, 运用双线性插值方法, 完成三维图像像元灰度值的重建。

本发明中, 传统二维超声机必须提供数字图像输出接口, 所获取的实时二维 B 超数字图像可以从此接口通过 PC 机的 USB 或网络接口传送到计算机内存中。采用此数字接口技

术,可以无失真地获取原始的二维 B 超图像,克服了一般三维超声成像工作站中,运用视频采集卡对 B 超仪屏幕进行数字化采集过程中的失真,同时克服了视频传输制式的速度限制,实现与 B 超仪成像帧率的同步。控制系统控制驱动装置驱动探头进行空间扫描,对空间目标区域扫描完成后,反映组织内部信息的序列二维剖面图像便全部进入计算机内存,并在计算机中实现三维图像重建和体绘制及其它渲染方式。在本系统中,空间扫描的角度范围,扫描速度,以及三维重建区域的大小都可以根据需要进行调节,达到在不同应用条件下的最优设置。三维图像重建所需要的每帧二维图像的空间位置信息由扫描控制运动规律参数设置——超声探头的初始位置、扫描空间的角度范围、步进电动机的运转速度, B 超仪的成像帧率——进行预定义。机械扫描相对其它传感器空间位置测量方式,精度更高,对应用环境没有更多的要求,而且在参数设定后,空间位置关系可以预先确定,而不必在扫描过程中实时计算,从而具有更高的重建精度和速度。每完成一次空间扫描,更新一次三维数据,因此,三维图像的更新率与步进电动机的扫描速度有关,同时受三维图像数据重建速度的限制。

附图说明

图 1 本发明的基于机械扫描实时三维超声成像系统图;

图 2 本发明的基于机械扫描实时三维超声成像方法流程图;

图 3 基于机械扇形扫描实时三维超声成像三维重建框架结构图;

图 4 数据重建双线性插值方法示意图

具体实施方式

根据本发明,所述的基于机械扫描实时三维超声成像系统硬件结构框图如图 1 所示。主要由以下部分组成:具有数字接口的传统二维 B 超仪及其探头;具有 USB 或网卡接口和串行口的普通 PC 机一台;驱动探头扫描的控制系统、驱动装置和步进电动机。三部分通过基于机械扫描实时三维超声成像软件系统进行硬件资源的管理、协调和数据处理,实现临床诊断中对诊断部位实时交互的三维成像和诊断处理。

所述传统二维 B 超仪应具有 USB 数字接口,超声探头所采集到的回波信号在超声仪中所形成的数字图像可以从这个数字接口中实时传送出来,通过与 PC 机的 USB 接口连接,传送到 PC 机的内存中,实现数据的采集和传输,为 PC 机提供三维超声图像重建和显示的必要数据。

所述 PC 机应该具有 USB 接口(或网卡接口)和串行接口,其中 USB 口与传统 B 超仪的数字接口相连,接收 B 超仪所采集到空间序列二维 B 超剖面图像数据;串行口的作用是实现与控制系统的通讯,包括扫描的方式、扫描的开始和结束信号、数据采集与重建信号的同步、扫描运动规律参数的设置等。

所述控制系统是采用单片机作为控制器实现探头的各种扫描方式和不同运动规律的控

制，并通过 PC 机串行口实现与其通讯和必要的参数设置功能，同时运用一个步进电动机通过机械装置实现对传统二维 B 超仪探头的驱动扫描。

所述控制系统可以对步进电动机的扫描范围和扫描速度进行在线调节，而且驱动模块和电动机实时响应参数调节，不需要重新复位即可实现在新的参数设置下的扫描和三维图像重建。

图 2 是本发明基于机械扫描实时三维超声成像方法的流程图。在三维图像重建中一个重要的方面是记录每帧二维剖面图像的空间位置关系。本系统中采用机械扫描的方式，扫描的运动规律可以由控制系统预先设置（控制系统参数设置），在确定的运动规律以及确定的探头成像帧率下，各个二维剖面图像的相对位置关系便是确定的，只要确定探头初始位置便可以预先确定三维重建所需要的全部空间位置信息。设置完成后，在步进电动机的驱动下按照预定的运动规律进行空间扫描，超声仪所获取的二维剖面图像不断地通过 USB 口传送到 PC 机的内存，根据驱动控制开始和数据传输开始的同步信息以及电机的运动规律，可以获取扫描空间范围中任意容积内的系列二维剖面图像数据及其相对位置关系，为三维数据的重建提供了全部的必须条件。实现三维图像重建后，更新数据体，进行体绘制或其它方式渲染。三维数据体的更新率与探头成像帧率，成像容积的大小，扫描的速度有关，并受三维数据体重建的限制。

根据本发明，所述的机械扫描实时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。该软件的机械扫描实时三维超声成像方法包括如下步骤：

步骤 1：设置步进电动机驱动探头的扫描参数：扫描范围 α 、扫描速度 s 、扫描方向。

步骤 2：超声探头初始位置复位。如果在扫描过程中在线进行了参数调节，则在参数调教时探头所处的位置作为在新的参数设置下的三维数据重建的初始参考位置。

步骤 3：根据扫描参数和二维 B 超仪系统的成像帧率计算扫描范围内的各帧剖面图像的相对位置关系。

步骤 4：驱动探头扫描，B 超仪所采集到的二维超声数字图像不断地从其数字接口经 PC 机 USB 口（或网卡接口）传送到 PC 机内存，完成空间目标区域的数据采集。

步骤 5：对选定的空间容积，PC 机根据各帧图像方位信息，利用所采集的数据进行三维数据体的重建。

步骤 6：用重建后的三维数据体更新原来的三维数据，实现空间三维图像的动态成像。并转至步骤 3，重复此过程直至结束。

所述步骤 1 中，扫描范围 α 决定成像区域的范围，可以从 30 度到 75 度动态调节。扫描速度 s 可以根据扫描方向上的空间分辨力和三维图像更新率来设置，其动态范围是 4 度/秒到 200 度/秒。同时扫描最高速度受三维体数据重建时间的限制。这些参数可以在运行过程中在线实时调节。

所述步骤 2 中，探头复位的作用是为三维数据重建提供参考位置基准点，这是因为三

维重建需要知道每帧二维图像在扫描范围内的实际空间位置，而电机的运动规律只能获取各帧间的相对位置，所以需要给定一个空间基准点。在第一次运行时，超声探头初始位置的复位是使探头处于扫描范围的正中央，在扫描过程中，就可以通过此参考位置和电机的运转规律计算出任意时刻超声探头所处的空间位置，即此时二维剖面超声图像的空间位置。如果在运行过程中参数进行了在线调节，因为在扫描过程中，任意时刻探头的位置都是已知的，就可以将参数改变时探头所处的位置作为初始参考位置，而不用重新中心对齐，实现实时响应。实际应用中，根据控制精度和扫描时间的长短，为了减少累计误差，在扫描一段时间后，可能需要对探头的空间位置进行一次新的精确定位，其方法如下：控制探头使其超出扫描范围，而限制扫描范围的固定硬件将强制探头停在此位置，把这个位置信息作为新的定位参考位置。

所述步骤 3 中，两帧二维剖面图像的相对位置关系可以用它们之间的夹角来确定，其计算公式为： $\sigma = s / (B \text{超仪成像帧率} - 1)$ 。

所述步骤 4 中，从数字接口传出来的数字图像是由超声探头所检测到的回波信号重建而成的。在传统 B 超声成像系统中，成像过程一般是：模拟声波信号——数字信号——形成数字图像——模拟视频显示。在以前的工作站中，一般是用图像采集卡对模拟视频信号进行采集，使之数字化，用这些数字化后的图像在 PC 机中作进一步的处理。这个过程中，一方面在图像信号从数字——模拟——数字的过程中有信息失真，另一方面，目前视频信号的传输一般只有 25 帧/秒和 50 帧/秒两种制式，限制了数据传输的速度。现代超声成像技术的发展，B 超仪成像帧率已经达到 100 帧/秒以上，视频传送已不能满足与其同步的传输要求。本系统直接读取超声系统的内部数字图像信号，避免了从数字到模拟再到数字的信息失真，而且突破了视频信号制式的限制。

所述步骤 5 中，三维重建的过程如图 3 所示。从图 3 可以看出，为了得到直角坐标系下，三维图像中每个体元的灰度值，需要一个重采样的插值过程。选择扫描旋转轴方向作为 z 轴，则在 x-y 平面上采用双线性插值，示意图见图 4，灰度计算公式为：

$P_s = (1 - f_\theta) f_r P_a + f_\theta f_r P_b + f_\theta (1 - f_r) P_c + (1 - f_\theta) (1 - f_r) P_d$ 。其中 $f_\theta = \delta_\theta / \alpha$ ， $f_r = \delta_r$ ， $\delta_\theta = |\theta - \theta_1|$ ， $\delta_r = |r_p - r|$ ； P_a 、 P_b 、 P_c 、 P_d 分别为同一平面上距离点 P 最近的 a,b,c,d 四个点的灰度值， θ 为点 P 与旋转中心线所决定的平面与重建初始帧所在平面的夹角， θ_1 为点 P 最近的前一帧图象平面与重建初始帧所在平面的夹角， r_p 为点 P 到中心点的距离， r 为 P 点靠近中心点一侧的最近的采样点到中心点的距离。在 z 方向上，x-y 平面上同一位置的体元与它周围最近的四个点的位置关系是相同的，即重建系数相等，而且用来重建的最近邻的四个点在内存中的存储位置也是沿 z 方向作固定偏移，因此可以预先在 x-y 平面建立存储有重建系数及重建参考点位置的表格，并沿 z 方向进行三维重建，就能减少计算量，

加快三维重建过程。重建过程包括以下步骤：（1）根据探头初始位置和二维剖面图像的空间位置关系获得每帧二维剖面图像的空间位置；（2）建立重建系数表，详细方法参考文献，S. Tong, D. B. Downey, H. N. Cardinal, A. Fenster, A Three-Dimensional Ultrasound Prostate Imaging System, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 22(6), pp. 735-746, 1996；（3）获取存储源数据的指针；（4）确定空间体元最近邻的四个采样点，读取其灰度值；（5）查找重建系数表，运用双线性插值方法，完成空间体元灰度值的重建。在以上步骤中，第四步确定空间体元最近邻的四个采样点时，可以在极坐标系下确定，也可以在将采样点映射到直角坐标后在直角坐标系下确定。前一种点的确定方法对圆弧状边缘具有更高的重建精度，而对于直线型的边缘在远场有较大的失真，对于这类边缘，用后一种的点确定方法精确度就要高些。

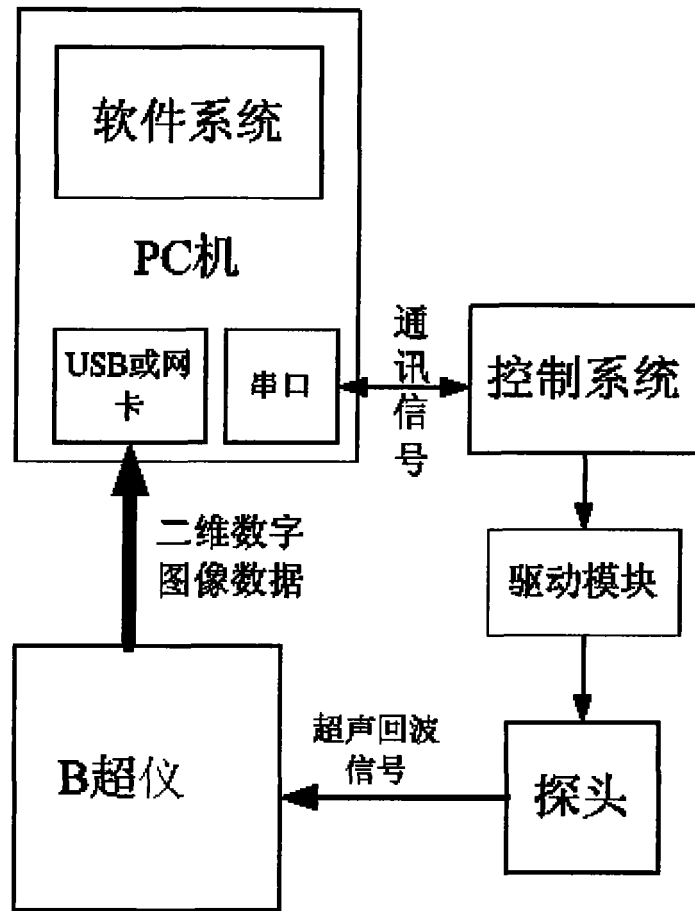


图 1

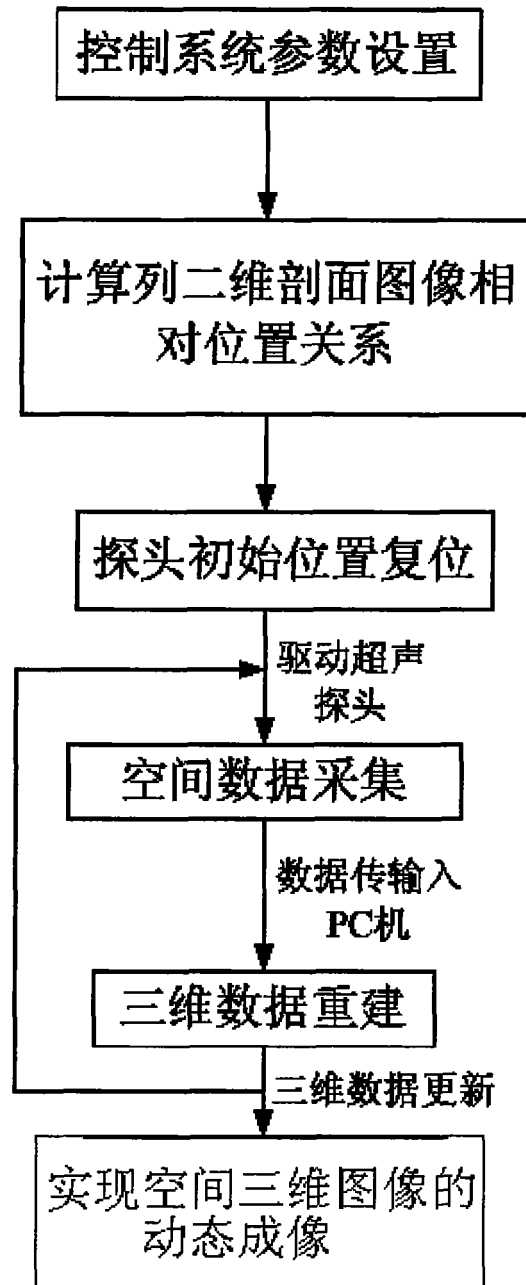


图 2

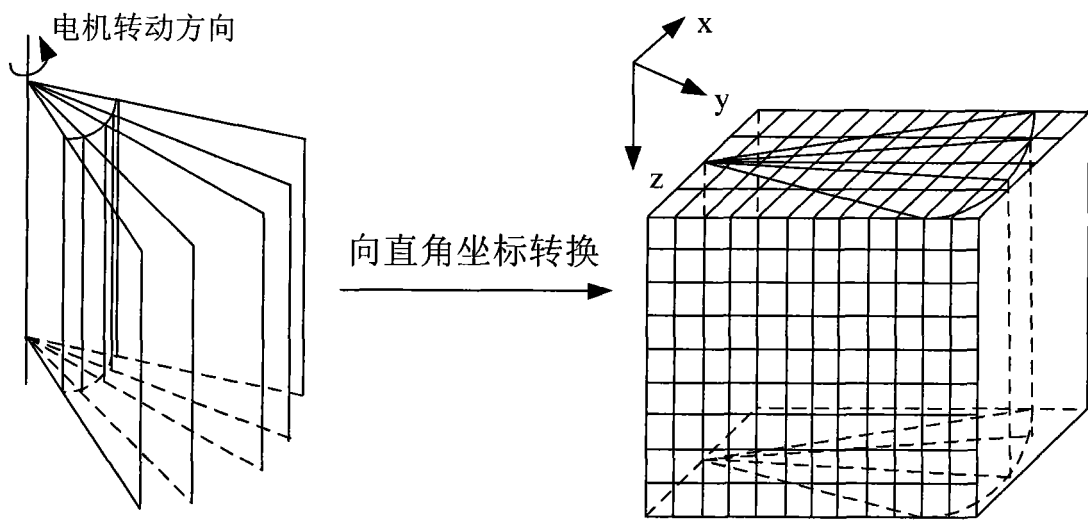


图 3

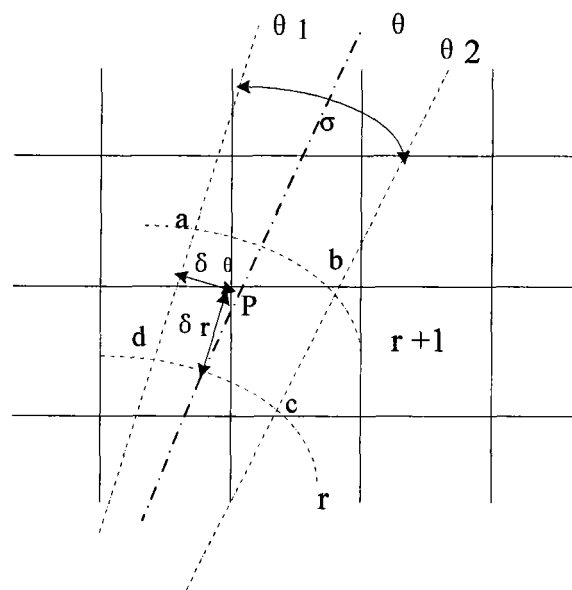


图 4

专利名称(译)	一种机械扫描实时三维超声成像系统及方法		
公开(公告)号	CN101147688A	公开(公告)日	2008-03-26
申请号	CN200710053757.7	申请日	2007-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	武汉迪正雅合科技有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	武汉迪正雅合科技有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	武汉迪正雅合科技有限责任公司		
[标]发明人	丁明跃 罗小安 郑友辉 洪磊		
发明人	丁明跃 罗小安 郑友辉 洪磊		
IPC分类号	A61B8/13 G06T15/00		
代理人(译)	程祥 冯卫平		
其他公开文献	CN100536789C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于机械扫描的实时三维超声成像系统，包括具有USB接口和串行接口的PC机，带有数字接口的二维B超仪，步进电动机及其控制和驱动部分；PC机的USB接口与B超仪的数字接口连接，PC机串口与控制及驱动部分的通讯口连接，控制和驱动部分中的驱动模块的输出与步进电动机的输入连接，步进电动机的旋转轴与B超仪的超声探头固定连接。方法包括：设置扫描参数；计算图像的相对位置关系；探头初始位置复位；空间数据采集；三维数据重建；实现空间三维图像的动态成像。本发明用于临床诊断中对诊断部位进行三维成像，或者在介入式治疗中作为三维图像导引。

