



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103295455 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201310244882. 1

(22) 申请日 2013. 06. 19

(73) 专利权人 北京理工大学

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街 5 号

(72) 发明人 杨健 王涌天 刘越 丛伟建 宋凌

(74) 专利代理机构 北京理工大学专利中心 11120

代理人 高燕燕

(51) Int. Cl.

G09B 23/28(2006. 01)

审查员 田卓

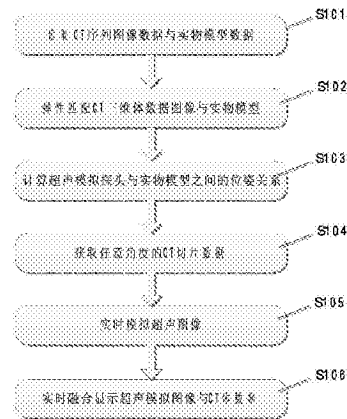
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

基于 CT 影像模拟与定位的超声培训系统

(57) 摘要

本发明为一种基于 CT 影像模拟与定位的超声培训系统,通过 GPU 加速实现超声图像模拟以及 CT 体数据渲染,提高系统的实时性。其中曲面匹配模块用于以实物模型为标准,将读取的人体 CT 体数据与实物模型数据进行表面匹配,通过基于薄板样条的插值方法实现曲面的弹性变换;超声模拟探头位姿跟踪模块用于采用标志点跟踪的方法实时计算超声模拟探头相对于实体模型的位姿,根据位姿矩阵获取任意角度的 CT 图像切片;图像增强与超声图像模拟生成模块用于采用多尺度增强方法,提高 CT 图像中的血管对比度,并基于 CT 体数据实现超声图像的模拟;融合显示模块用于基于 CUDA 的加速完成 CT 体数据的渲染显示,并根据已获取的位姿矩阵,将超声模拟图像与三维 CT 图像融合显示。



1. 基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,其特征在於:包括曲面匹配模块、超声模拟探头位姿跟踪模块、图像增强与超声图像模拟生成模块和融合显示模块;

曲面匹配模块用于以实体模型为标准,将读取的人体CT体图像数据与实体模型数据进行表面匹配,通过基于薄板样条的插值方法实现曲面的弹性变换;

超声模拟探头位姿跟踪模块用于采用标志点跟踪的方法实时计算超声模拟探头相对于实体模型的位姿,根据位姿矩阵获取任意角度的CT图像切片;

图像增强与超声图像模拟生成模块用于采用多尺度增强方法,提高CT图像中的血管对比度,并基于CT体数据实现超声图像的模拟;

融合显示模块用于基于CUDA的加速完成CT体数据的渲染显示,并根据已获取的位姿矩阵,将超声模拟图像与三维CT图像融合显示。

2. 如权利要求1所述的基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,其特征在於:曲面匹配模块采用基于八叉树的曲面匹配方法进行表面匹配,具体包括以下步骤:

(1) 在标准数据,即实体模型数据表面选取标记点;

(2) 建立两幅图像标记点之间的对应关系;

(3) 将两幅图像的标记点以纹理形式载入到GPU,在GPU采用基于八叉树的匹配算法求取图像之间的配准变换;

(4) 将求得的变换作用于人体CT体图像,实现图像的弹性匹配,并通过基于薄板样条的插值方法实现曲面的弹性变换。

3. 如权利要求1或2所述的基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,其特征在於:采用标志点跟踪的方法实时计算超声模拟探头相对于实体模型的位姿,根据位姿矩阵,获取任意角度的CT图像切片,具体为:采用标志点跟踪的方法实时计算贴有标志点的超声探头相对于实体模型的位置和姿态,在获取旋转与平移矩阵后,将曲面匹配后的人体CT体图像经过空间采样转换为三维CT体数据,通过三线性插值算法将三个方向的体素分辨率变为各向同性,然后通过得到的超声探头位姿关系信息确定超声探头相对于三维CT体数据的位置,并获取切片方向,最后从三维CT体数据中截取CT图像切片。

4. 如权利要求1或2所述的基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,其特征在於:基于CT体数据实现超声图像的模拟,首先采用多尺度血管增强算法提高CT图像中的血管对比度,然后根据超声传播原理计算组织分界面的反射系数,利用GPU加速超声反射和散射现象和窗口函数计算,实时模拟超声图像。

5. 如权利要求1或2所述的基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,其特征在於:完成CT体数据的渲染显示时利用全局光照模型增加图像的真实感。

基于CT影像模拟与定位的超声培训系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,适用于医学超声培训领域。

背景技术

[0002] 当超声在人体内传播时,由于人体各种组织存在声学特性差异,超声波会在两种不同组织界面处产生反射、折射、散射以及多普勒频移等物理现象。应用超声诊断仪接收这些反射、散射信号,可以显示各种组织及其病变的形态,再结合病理学和临床医学,医师可以对病变部位、性质和功能障碍程度做出准确诊断。

[0003] 另外,由于超声无辐射、成像速度快,可被广泛应用于临床微创手术的引导过程中。然而,由于超声成像原理复杂以及噪声干扰问题,超声影像所表现的人体生理结构不直观,医生需要丰富的经验和知识才能够对病灶做出准确的判断。而传统的超声医疗人员培训是在有经验的超声医师指导下通过真实手术来完成的,这种训练方法成本高,而且可能会因为培训人员的操作不当引起病人的痛苦或者并发症。因此,超声模拟培训系统作为一种经济有效的培训方式而迅速发展起来。

[0004] 当前超声模拟培训系统分为两大类,一种是基于超声三维体数据的模拟系统,该系统只有超声探头在已获得的超声三维体数据的范围内进行探测时才能得到准确的模拟效果,一旦探头离开这个范围,模拟图像失真度高。另一种是基于CT体数据的超声模拟系统,该系统是将基于CT体数据构建的随机噪声图像、传播图像、吸收图像和反射图像叠加来获取超声模拟图像,其优点是CT图像更容易获取,并且可以将模拟图像与源图像的信息进行融合,为医师提供更全面的病人病理情况。该类超声模型系统已经成为目前国内外研究的热点,并取得了一定的成果,如挪威奥斯陆大学研发的UltraSim系统、德国施特拉尔松德科技大学研发的SONOSim3D系统等。但仍然存在几个方面的缺陷:

[0005] 1.基于CT体数据的超声图像模拟方法的计算复杂度高,很难满足医学超声培训对实时性的要求;

[0006] 2.由于三维体数据渲染以及图像融合显示的精确度与算法复杂度成正比,在满足实时性时,图像三维结构信息不完整,显示效果模糊;

[0007] 3.CT成像中的血液不会发生多普勒效应,基于CT图像的超声模拟图像中血管失真度高,而血管(特别是肝脏、肾脏等)是判断器官病灶的重要依据;

[0008] 4.人体腹腔器官组织的形态与位置因人而异,而采用同一实体模型模拟不同人体的腹腔需要完成虚拟三维体数据与实物之间的弹性配准。

[0009] 因而,实时超声图像模拟系统须满足以下条件:(1)可以实现人体任意角度的超声模拟,实现病患的全面性诊断;(2)模拟图像具有较高的真实度;(3)计算速度快;(4)须实时融合超声模拟图像和三维体数据,以此来进一步提高超声模拟系统在手术导航、虚拟手术等临床医学领域中的地位。

发明内容

[0010] 为克服现有超声模拟培训系统的不足,本发明研发一种基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,通过GPU加速实现超声图像模拟以及CT体数据渲染,提高系统的实时性,为超声培训提供一种便利的工具。

[0011] 该种基于CT影像模拟与定位的超声培训系统,包括曲面匹配模块、超声模拟探头位姿跟踪模块、图像增强与超声图像模拟生成模块和融合显示模块;

[0012] 曲面匹配模块用于以实物模型为标准,将读取的人体CT体数据与实物模型数据进行表面匹配,通过基于薄板样条的插值方法实现曲面的弹性变换;

[0013] 超声模拟探头位姿跟踪模块用于采用标志点跟踪的方法实时计算超声模拟探头相对于实体模型的位姿,根据位姿矩阵获取任意角度的CT图像切片;

[0014] 图像增强与超声图像模拟生成模块用于采用多尺度增强方法,提高CT图像中的血管对比度,并基于CT体数据实现超声图像的模拟;

[0015] 融合显示模块用于基于CUDA的加速完成CT体数据的渲染显示,并根据已获取的位姿矩阵,将超声模拟图像与三维CT图像融合显示。

[0016] 曲面匹配模块采用基于八叉树的曲面匹配方法进行表面匹配,具体包括以下步骤:

[0017] (1)在待配准图像中,即人体腹腔模型数据表面选取标记点;

[0018] (2)建立两幅图像标记点之间的对应关系;

[0019] (3)将两幅图像的标记点以纹理形式载入到GPU,在GPU采用基于八叉树的匹配算法求取图像之间的配准变换;

[0020] (4)将求得的变换作用于待配准图像,实现图像的弹性匹配,并通过基于薄板样条的插值方法实现曲面的弹性变换。

[0021] 与现有的超声模拟培训系统相比,本系统的优点在于:

[0022] 1.采用标志点跟踪的方法实时计算超声模拟探头的位姿,计算复杂度低且位姿矩阵准确,能实时获取任意角度的CT切片图像,便于超声模拟;

[0023] 2.在确定标志点对应关系的基础上,通过基于八叉树的匹配算法,完成CT体数据与实物模型数据的表面匹配,提高系统的适用性和实用性;

[0024] 3.对于CT体数据表面和实物模型表面数据,采用基于薄板样条的插值方法实现曲面的弹性形变。

[0025] 4.利用多尺度血管增强算法对CT数据进行预处理,增加血管对比度,提高基于CT数据的超声模拟图像中的血管模拟真实度;

[0026] 5.采用CT体数据噪声模拟超声图像噪声,降低超声模拟算法复杂度;

[0027] 6.融合显示CT体数据和超声模拟图像,为医师提供更全面的病人病理信息;

[0028] 7.基于GPU的并行计算完成超声模拟和体数据三维可视化,提高该系统运行效率。

附图说明

[0029] 图1是本发明所提出的工作流程图;

[0030] 图2是本发明所提出的超声模拟系统的构架图;

- [0031] 图3是本发明所提出的超声模拟系统的CPU与GPU处理模块；
 [0032] 图4是本发明所提出的基于GPU加速的超声图像模拟流程图；
 [0033] 图5是本发明所提出的用户操作流程图。

具体实施方式

- [0034] 下面结合具体实施例和附图详细说明本发明,但本发明并不仅限于此。
 [0035] 附图1为重建流程图,所述超声模拟培训系统包括以下几个步骤:
 [0036] 步骤S101,读取CT序列图像数据作为超声模拟的源图像,并读取人体腹腔实体模型数据。
 [0037] 步骤S102,以读取的人体腹腔实体模型数据为标准,以读取的CT序列图像数据作为待配准图像,采用基于八叉树的匹配算法完成CT体数据和人体腹腔模型数据的表面匹配。基于八叉树算法的弹性配准的流程如下:
 [0038] (1)在待配准图像中,即人体腹腔模型数据表面选取一定数量的标记点;
 [0039] (2)建立两幅图像标记点之间的对应关系;
 [0040] (3)将两幅图像的标记点以纹理形式载入到GPU,在GPU采用基于八叉树的匹配算法求取图像之间的配准变换;
 [0041] (4)将求得的变换作用于待配准图像,实现图像的弹性匹配,并通过基于薄板样条的插值方法实现曲面的弹性变换。
 [0042] 基于八叉树的曲面匹配是将三维模型从整体到局部分解,根部节点是八叉树的第1层,用于三维模型整体相似性比较,层次高的节点的比较表示局部细节的比较,这样通过八叉树可以对三维模型从整体到局部进行匹配;此外,最终八叉树匹配结果与坐标系无关。
 [0043] 薄板样条插值过程可以形象的描述薄板曲面在若干个点约束下的扭曲变形,保证薄板在点 (x_i, y_i) 变形大小为 q_i ,并且使得该薄板具有最小的弯曲能量 $E_{TPS}(f)$ 扭曲。即在满足约束 $f(x_i, y_i) = q_i (i = 1, 2, \dots, n)$ 的条件下,寻求插值函数 $f(x, y)$ 最小化扭曲能量 $E_{TPS}(f)$:

$$E_{TPS}(f) = \iint \left(\left| \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} \right| + \left| \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \right| + \left| \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \right| \right) dx dy \quad (1)$$

[0045] 薄板样条模型提供了使扭曲能量 $E_{TPS}(f)$ 最小化的插值函数 $f(x, y)$:

$$f(x, y) = \Phi_s(x, y) + R_s(x, y) = a_0 + a_x x + a_y y + \sum_{i=1}^n w_i U(|p_i - (x, y)|) \quad (2)$$

[0047] 其中,薄板样条基函数 $U(r_i) = r_i^2 \log r_i^2$ 是双谐波函数($\Delta^2 U = \delta(0, 0)$)的基础解; r_i 为点 $p(x, y)$ 到标志点 p_i 的距离, $r_i = |p_i - (x, y)|$ 。

[0048] 该步骤实现了人体腹腔模型数据与CT序列图像表面的弹性匹配,保证了该系统的适用性和实用性。

[0049] 步骤S103,当探头在人体腹腔实物模型上移动时,采用标志点跟踪的方法实时计算贴有标志点的超声探头相对于人体腹腔实体模型的位置和姿态,根据其位姿信息截取人体数据切片。

[0050] 步骤S104,借助CT图像序列可以获取人体任意部位的重切片,首先将曲面匹配后的CT图像序列经过空间采样转换为3D体数据,再通过三线性插值算法将三个方向的体素分

分辨率变为各向同性,然后通过得到的实体超声探头位姿关系信息确定超声模拟探头相对于CT腹腔体数据的位置,并获取切片方向(主要由法向量和平面上的点决定),最后从体数据中截取该切片。

[0051] 步骤S105,对CT体数据进行预处理,提高CT图像中血管的对比度,将增强后的数据传入GPU端,在GPU端进行并行超声模拟计算,即可实时获得超声模拟图像。

[0052] 通过多尺度血管增强算法对读入的CT体数据进行血管增强处理,并将增强后的图像与源图像按权重叠加,叠加公式如下所示:

$$[0053] \quad U = \begin{cases} U_{source}(x_0), & I(x_0) = 0 \\ (1-w)U_{source}(x_0) + wU_{enhance}(x_0)C, & I(x_0) > 0 \end{cases} \quad (3)$$

[0054] 其中,U表示处理图像与源图像叠加后的图像, U_{source} 表示源图像, $U_{enhance}$ 表示多尺度血管增强处理后的图像,w表示权重.C是一个常数,目的是将处理后的血管增强图像进行线性拉伸。因为采用多尺度血管增强算法处理后的图像中的像素值的取值范围是[0,1],像素值为0表示该像素点是非管状结构,像素值非0表示该像素点是管状结构中的像素点,数值越大表示该像素点离管状结构的中心线越近。

[0055] 步骤S106,融合显示CT体数据与超声模拟图像,该过程在GPU中完成。该步骤采用双线程实现,线程一实现超声探头的跟踪,获取探头的平移矩阵和旋转矩阵。线程二实现CT体数据的读取,完成人体数据实时三维可视化,同时根据线程一输出的探头位姿信息从人体数据中获取重切片,进行超声实时模拟,最后进行可视化和超声模拟图像的融合显示。

[0056] 附图2为系统构建示意图,所述超声模拟培训系统包括以下几个组件:

[0057] 摄像头:用于获取超声探头模型末端的标志点信息。

[0058] 超声探头模型:其末端贴有用于探头位姿跟踪计算的标志点,超声探头可以摆放在人体模型的任意位置。

[0059] 人体模型:需要采集该模型的表面点云数据,用于与读入的CT体数据表面进行曲面匹配。

[0060] 计算机:用于超声探头位姿计算、CT体数据和人体模型匹配、超声图像实时模拟、GPU加速。

[0061] 虽然参考优选实施例对本发明进行描述,但以上所述实例并不构成本发明保护范围的限定,任何在本发明的精神及原则内的修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的权利要求保护范围内。

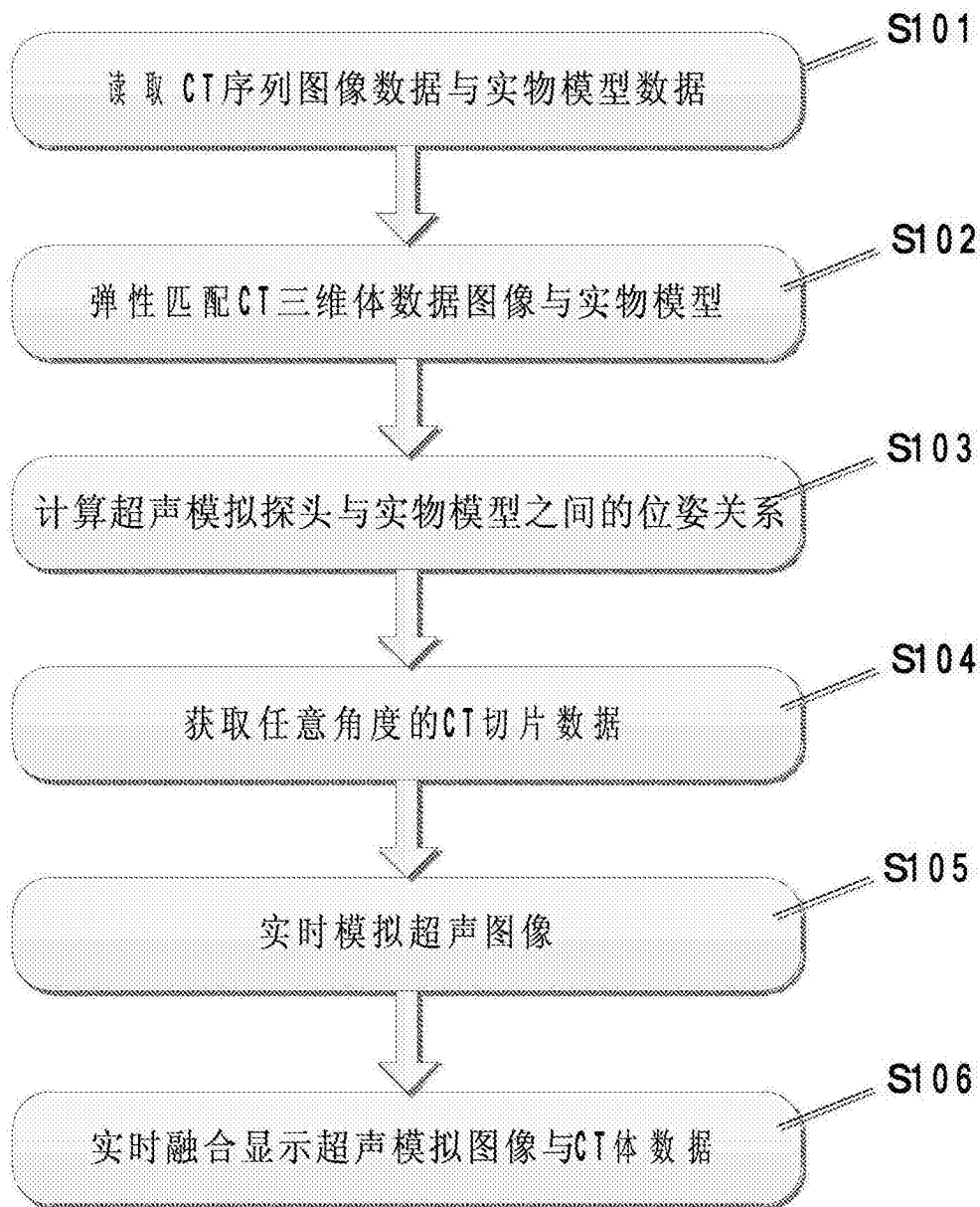


图1

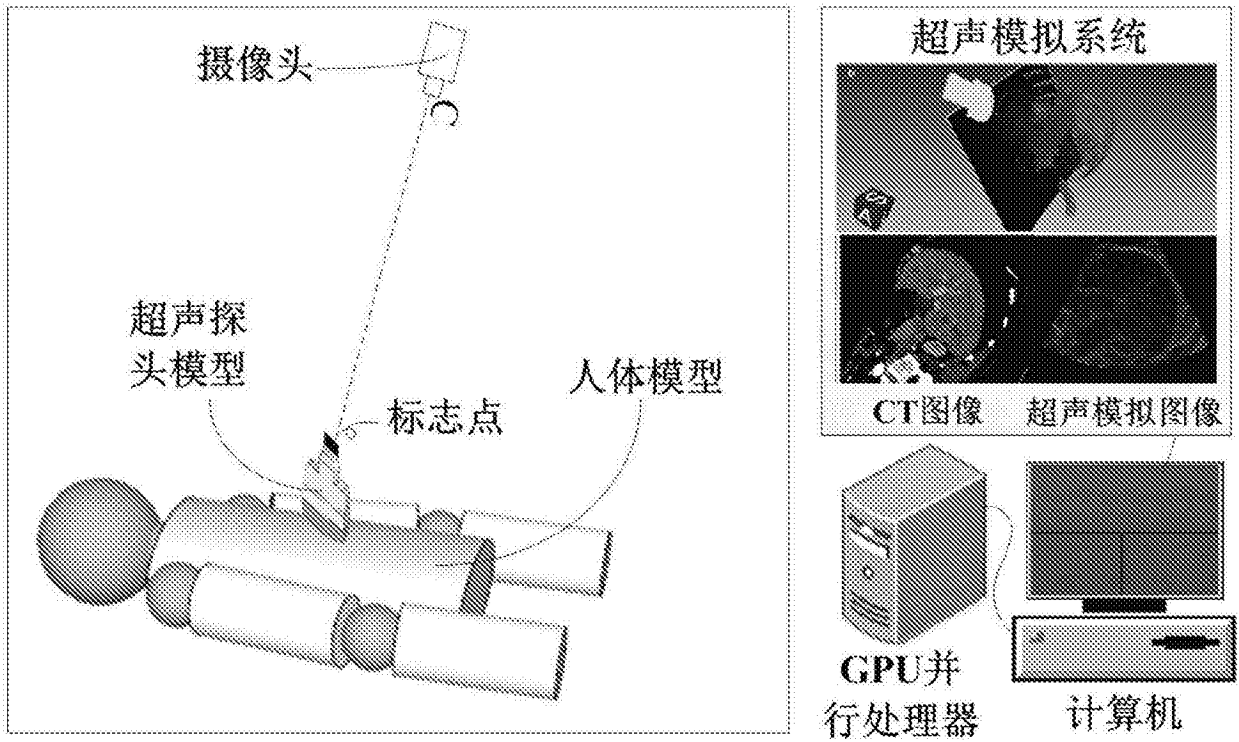


图2

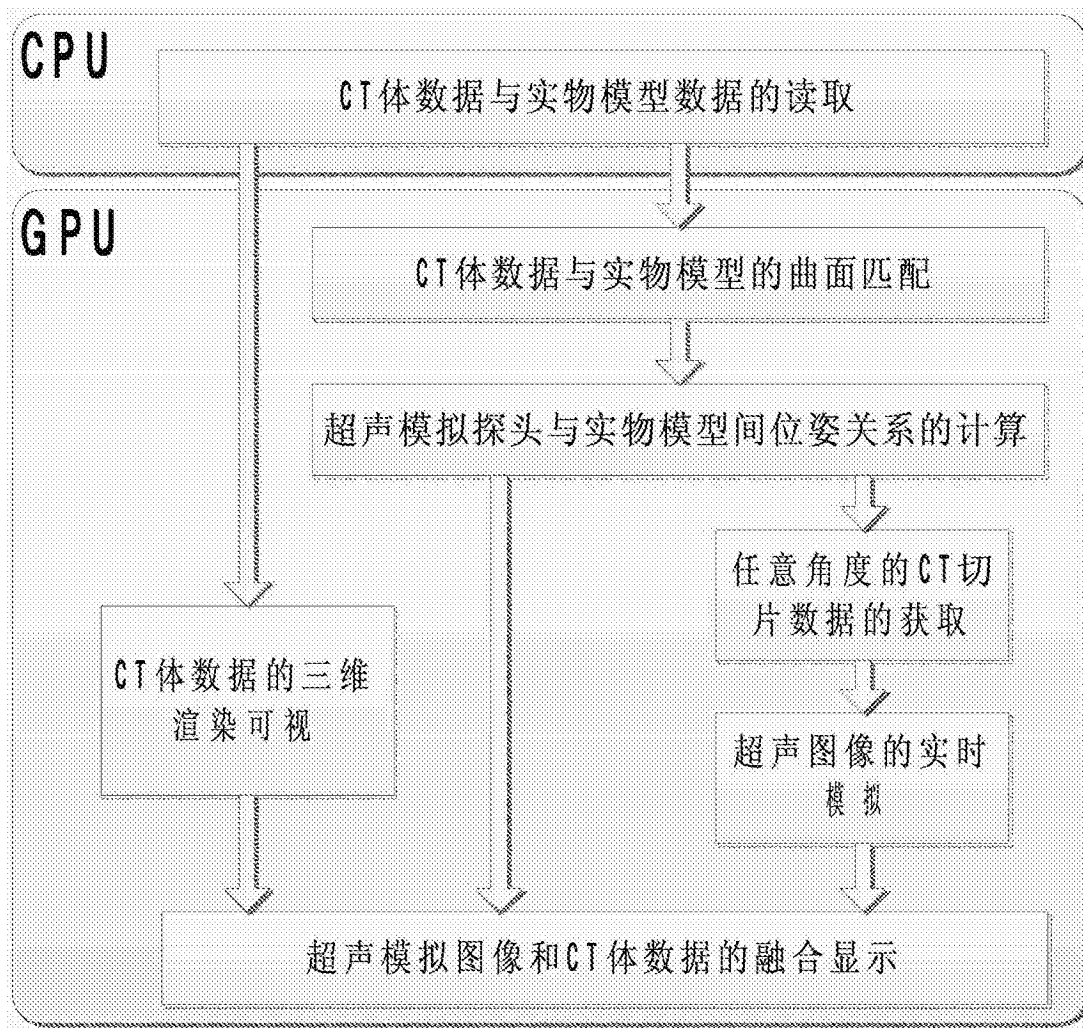


图3



图4

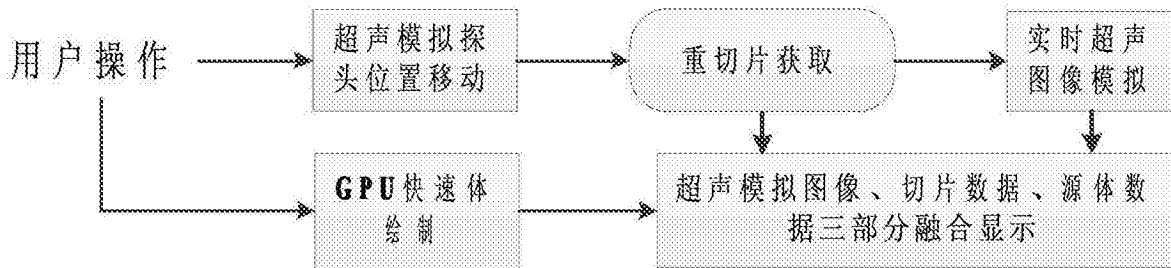


图5