



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104574329 B

(45)授权公告日 2018.03.09

(21)申请号 201310468271.5

G06T 7/30(2017.01)

(22)申请日 2013.10.09

A61B 8/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104574329 A

(43)申请公布日 2015.04.29

(73)专利权人 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

专利权人 清华大学

(72)发明人 康锦刚 王广志 朱磊 张倩
丁辉 杨明雷 丛龙飞

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕 彭家恩

(51)Int.Cl.

G06T 5/50(2006.01)

(56)对比文件

CN 103123721 A,2013.05.29,

CN 103230283 A,2013.08.07,

US 2003/0112922 A1,2003.06.19,

US 2005/0180544 A1,2005.09.28,

A. Helck et al.Multimodality imaging using ultrasound image fusion in renal lesions.《Clinical Hemorheology and Microcirculation》.2012,第50卷(第1-2期), 79-89.

刘贵栋 等.图像融合在医学超声影像中的应用.《仪器仪表学报》.2005,第26卷(第8期), 838-840.

审查员 岑誉

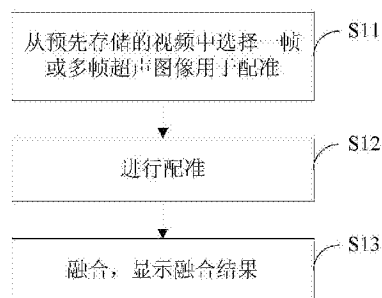
权利要求书4页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

超声融合成像方法、超声融合成像导航系统

(57)摘要

本申请涉及超声融合成像方法、超声融合成像导航系统。方法包括：选择步骤，根据输入的指令，从预先存储的至少一段超声视频数据选择至少一帧超声图像，超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与超声图像对应的位置指向信息；配准步骤，将选择出的至少一帧超声图像与另一模态图像进行配准，所述配准过程中使用所述至少一帧超声图像的位置指向信息；融合步骤，对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合。不同于现有的基于实时超声的配准融合方法，本申请采用在配准前录制扫描目标对象的一段配准视频，然后选取一帧或多帧超声图像进行配准。



1. 一种用于将超声图像与预先获取的另一模态图像进行融合的方法,其特征在于,包括:

选择步骤,根据输入的指令,从预先存储的至少一段超声视频数据中选择至少一帧超声图像,所述超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与每一帧超声图像对应的位置指向信息,所述位置指向信息是在超声图像获取过程中由固定于超声探头上的位置传感器感应得到;

配准步骤,将选择出的至少一帧超声图像与所述另一模态图像进行配准,所述配准使用所述至少一帧超声图像的位置指向信息;

融合步骤,对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合;

其中,

所述选择步骤中选择多帧超声图像;

所述方法还包括:

建立呼吸模型步骤,根据所述超声视频数据建立呼吸模型;以及

呼吸校正步骤,在将选择出的多帧超声图像和另一模态图像进行配准之前和/或进行融合过程中,采用所述呼吸模型将所述多帧超声图像校正到同一个呼吸深度;

所述超声视频数据还包括与每一帧超声图像对应的呼吸位置信息,所述呼吸位置信息是在超声图像获取过程中由固定于所述目标对象上的呼吸传感器感应目标对象的呼吸得到;

所述建立呼吸模型步骤包括:

相对运动计算子步骤,对于每一段超声视频数据,选取基准呼吸深度对应的一帧超声图像为基准帧,获取其他帧超声图像对应的目标对象相对于所述基准帧的运动量,根据所述运动量,在同一个参考坐标系下,计算所述其他帧超声图像对应的目标对象在不同呼吸深度下的参考系相对运动量;

拟合建模子步骤,对所述不同呼吸深度及其对应的所述参考系相对运动量进行拟合,得到呼吸模型。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述其他帧超声图像对应的目标对象在不同呼吸深度下的参考系相对运动量满足:使在同一个预定呼吸深度下目标对象相对于基准帧的运动量和参考系相对运动量之间的误差为最小。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述参考系相对运动量为刚性运动量,所述参考系相对运动量为位移量,所述其他帧超声图像对应的目标对象在不同呼吸深度下的参考系相对运动量通过如下公式计算:

$$\arg \min_{W(D)} \left(\sum_{i=1}^n \left(\sum_{All \ d(t)=D} \left(f \left(proj_i(W(D)) - V_i(d(t)) \right) \right) \right) \right)$$

其中,t为视频帧号,d(t)为呼吸深度, $V_i(d(t))$ 为目标对象相对于基准帧的位移量, $W(D)$ 为目标对象在呼吸深度 $d(t)=D$ 下的位移量, $proj_i(W(D))$ 为 $W(D)$ 在基准帧对应的平面的投影分量,n为所有段超声视频数据的段数, $i=1, \dots, n$, $f(proj_i(W(D)) - V_i(d(t)))$ 为 $proj_i(W(D))$ 和 $V_i(d(t))$ 的误差函数。

4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述将多帧超声图像校正到同一个呼吸深度

包括：

计算子步骤，对于所述多帧超声图像中的任一帧超声图像，结合其对应的呼吸位置信息，得到该任一帧超声图像对应的呼吸深度，根据所述呼吸模型得到该任一帧超声图像中目标对象相对于基准位置的参考系相对运动量；

校正子步骤，根据所述呼吸模型，将所述多帧超声图像对应的参考系相对运动量校正到同一个预定呼吸深度。

5. 如权利要求4所述的方法，其特征在于，所述参考系相对运动量为刚性运动量，所述参考系相对运动量为位移量，所述校正子步骤包括：

根据所述位移量，得到目标对象在参考坐标系的各个维度上的平移向量；

根据所述呼吸模型，确定旋转因子；

根据所述平移向量和旋转因子，得到呼吸校正矩阵；

根据所述呼吸校正矩阵，将所述多帧超声图像对应的参考系相对运动量校正到同一个预定呼吸深度。

6. 如权利要求4所述的方法，其特征在于，将所述多帧超声图像对应的参考系相对运动量校正到同一个预定呼吸深度，具体包括：

对于所述多帧超声图像中的任一帧超声图像上的任一点，计算其在参考坐标系中的位置，并采用公式 $P \cdot T(R_{\text{probe}} \cdot A \cdot X_{\text{us}})$ 进行计算以得到该点在预定呼吸深度的位置，其中 P 为超声图像空间到另一模态图像空间的变换矩阵， T 为用于校正的空间映射方式， R_{probe} 为位置传感器空间到世界坐标系的变换矩阵， A 为超声图像空间到位置传感器空间的变换矩阵， X_{us} 为该点在超声图像空间中的坐标。

7. 如权利要求5所述的方法，其特征在于，经所述呼吸校正步骤后，所述融合步骤中通过如下公式得到：

$$X_{\text{sec}} = P \cdot T(W(d(t))) \cdot R_{\text{probe}}(t) \cdot A \cdot X_{\text{us}}$$

其中， X_{us} 表示超声图像中一像素点的坐标， X_{sec} 表示该像素点在另一模态图像的坐标， P 表示超声图像空间到另一模态图像空间的变换矩阵， t 为视频帧号， $d(t)$ 为呼吸深度， $W(d(t))$ 为目标对象在呼吸深度 $d(t)$ 下的位移量， $T(W(d(t)))$ 表示呼吸校正矩阵， $R_{\text{probe}}(t)$ 为位置传感器空间到世界坐标系的变换矩阵， A 表示超声图像空间到位置传感器空间的变换矩阵。

8. 如权利要求1所述的方法，其特征在于，还包括：

多帧显示步骤，显示配准或融合后的多帧超声图像，同时显示所述配准或融合后的多帧超声图像之间的交线和夹角。

9. 一种用于将超声图像与预先获取的另一模态图像进行融合的方法，其特征在于，包括：

选择步骤，从至少一段超声视频数据中选择多帧超声图像，所述超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与每一帧超声图像对应的位置指向信息，所述位置指向信息是在超声图像获取过程中由固定于超声探头上的位置传感器感应得到；

建立呼吸模型步骤，根据所述超声视频数据建立呼吸模型；

配准步骤，将待配准的多帧超声图像与所述另一模态图像进行配准；

融合步骤,对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合;

其中,在将待配准的多帧超声图像和另一模态图像进行配准之前和/或进行融合过程中,采用所述呼吸模型将所述待配准的多帧超声图像校正到同一个呼吸深度;

所述超声视频数据还包括与每一帧超声图像对应的呼吸位置信息,所述呼吸位置信息是在超声图像获取过程中由固定于所述目标对象上的呼吸传感器感应目标对象的呼吸得到;

所述建立呼吸模型步骤包括:

相对运动计算子步骤,对于每一段超声视频数据,选取基准呼吸深度对应的一帧超声图像为基准帧,获取其他帧超声图像对应的目标对象相对于所述基准帧的运动量,根据所述运动量,在同一个参考坐标系下,计算所述其他帧超声图像对应的目标对象在不同呼吸深度下的参考系相对运动量;

拟合建模子步骤,对所述不同呼吸深度及其对应的所述参考系相对运动量进行拟合,得到呼吸模型。

10.如权利要求9所述的方法,其特征在于,所述将待配准的多帧超声图像校正到同一个呼吸深度包括:

计算子步骤,对于所述多帧超声图像中的任一帧超声图像,结合其对应的呼吸位置信息,得到该任一帧超声图像对应的呼吸深度,根据所述呼吸模型得到该任一帧超声图像中目标对象相对于基准位置的参考系相对运动量;

校正子步骤,根据所述呼吸模型,将所述多帧超声图像对应的参考系相对运动量校正到同一个预定呼吸深度。

11.一种超声融合成像导航系统,其特征在于,包括:

探头及固定于所述探头上的位置传感器;

采集模块,用于从至少一个平面对目标对象进行采集,得到包含配准用信息的至少一段超声视频数据,对于每一段超声视频数据中的每一帧超声图像,记录位置指向信息,所述位置指向信息是在超声图像获取过程中由位置传感器感应得到;

选择模块,用于根据输入的指令,从预先存储的超声视频数据中选择至少一帧超声图像;

配准模块,用于将选择出的至少一帧超声图像与另一模态图像进行配准,所述配准使用所述至少一帧超声图像的位置指向信息;

融合模块,用于对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合;

其中,所述的超声融合成像导航系统还包括:

固定于所述目标对象上的呼吸传感器;

呼吸校正模块,用于在将选择出的多帧超声图像和另一模态图像进行配准之前和/或进行融合过程中,采用呼吸模型将所述多帧超声图像校正到同一个呼吸深度;

所述采集模块还用于,对于每一段超声视频数据中的每一帧超声图像,还记录呼吸位置信息,所述呼吸传感器是在超声图像获取过程中由呼吸传感器感应目标对象的呼吸得到;

所述呼吸模型的建立包括:对于每一段超声视频数据,选取基准呼吸深度对应的一帧超声图像为基准帧,获取其他帧超声图像对应的目标对象相对于所述基准帧的运动量,根

据所述运动量,在同一个参考坐标系下,计算所述其他帧超声图像对应的目标对象在不同呼吸深度下的参考系相对运动量;对所述不同呼吸深度及其对应的所述参考系相对运动量进行拟合,得到所述呼吸模型。

超声融合成像方法、超声融合成像导航系统

技术领域

[0001] 本申请涉及超声成像技术,尤其涉及一种用于将超声图像与预先获取的另一模态图像进行融合的方法、以及一种超声融合成像导航系统。

背景技术

[0002] 在临床中对目标对象的成像可以使用一种以上的成像系统,从而让医务人员可获得多种模态的医学图像,例如CT (Computed Tomography, 计算机断层扫描) 图像、MR (Magnetic Resonance, 磁共振) 图像、超声图像等。超声融合成像导航的原理是通过空间定位装置(通常是绑定在探头上的磁定位传感器),建立起实时的超声图像和提前获取的其它模态数据(如CT或MR图像)的空间对应关系,并将超声与对应另一模态数据切面叠加显示,达到两种图像的融合,实现两种图像对诊断和治疗过程的共同引导,充分发挥CT或MR高分辨率的优势和超声实时的特点,为临床医生提供更多的诊断信息,提高治疗效果。

[0003] 在超声融合成像导航中,重要的一步是将超声图像与另一模态数据配准,其实质是,将超声图像中的点(或平面)在世界坐标系中的位置与另一模态数据中的点(或平面)在世界坐标系中的位置一一对应起来,精确获得目标点在世界坐标系中的位置对提高配准精度有很大影响。

[0004] 目前的配准技术是基于实时超声,医护人员通过冻结当前帧的方式来获取用来提供配准用信息的超声图像,这种一帧一帧地对实时超声图像进行处理的操作方式已形成习惯。此外,医生为了获取某个呼吸深度下的特定切面的超声图像,经常需要病人很好地控制呼吸进行配合,特别是对于一些采用腹式呼吸的病人进行腹部脏器的融合时,呼吸运动造成的脏器位移、旋转及形变会造成很大的误差,因此需要病人例如在特定呼吸状态保持较长时间。这对于使用超声融合成像导航的医生和病人都提出了较高的要求,如果病人呼吸控制较差或者医生的操作经验不足,往往不能取得令人满意的效果,如导致配准精度不高,融合成像成功率下降,。目前用于消除呼吸影响的方法主要是靠医生人工判断呼吸相位或者加传感器进行简单的呼吸门控,然效果不佳。

发明内容

[0005] 本申请提供用于将超声图像与预先获取的另一模态图像进行融合的方法、以及一种超声融合成像导航系统。

[0006] 根据本申请的第一方面,本申请提供一种用于将超声图像与预先获取的另一模态图像进行融合的方法,包括:选择步骤,根据输入的指令,从预先存储的至少一段超声视频数据中选择至少一帧超声图像,所述超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与每一帧超声图像对应的位置指向信息,所述位置指向信息由在超声图像获取过程中固定于超声探头上的位置传感器根据感应的超声探头的移动状况而产生;配准步骤,将选择出的至少一帧超声图像与所述另一模态图像进行配准,所述配准过程中使用所述至少一帧超声图像的位置指向信息;融合步骤,对配准后的超声图像和另一

模态图像进行图像融合。

[0007] 一种实施例中,所述选择步骤中选择多帧超声图像;所述方法还包括:建立呼吸模型步骤,根据所述超声视频数据建立呼吸模型;呼吸校正步骤,在将选择出的多帧超声图像和另一模态图像进行配准之前和/或进行融合过程中,采用呼吸模型将所述多帧超声图像校正到同一个呼吸深度。

[0008] 根据本申请的第二方面,本申请提供一种用于将超声图像与预先获取的另一模态图像进行融合的方法,包括:

[0009] 选择步骤,从至少一段超声视频数据中选择多帧超声图像,所述超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与每一帧超声图像对应的位置指向信息,所述位置指向信息是在超声图像获取过程中由固定于超声探头上的位置传感器感应得到;

[0010] 建立呼吸模型步骤,根据所述超声视频数据建立呼吸模型;

[0011] 配准步骤,将待配准的多帧超声图像与所述另一模态图像进行配准;

[0012] 融合步骤,对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合;

[0013] 其中,在将待配准的多帧超声图像和另一模态图像进行配准之前和/或进行融合过程中,采用所述呼吸模型将所述待配准的多帧超声图像校正到同一个呼吸深度。

[0014] 根据本申请的第三方面,本申请提供一种超声融合成像导航系统,包括:探头及固定于所述探头上的位置传感器;采集模块,用于从至少一个平面对所述目标对象进行采集,得到包含配准用信息的至少一段超声视频数据,对于每一段超声视频数据中的每一帧超声图像,记录位置指向信息,所述位置指向信息由在超声图像获取过程中位置传感器根据感应的超声探头的移动状况而产生;回放模块,用于根据输入的指令,回放预先存储的所述超声视频数据;选择模块,用于根据输入的选择指令,从回放的超声视频数据中选择至少一帧超声图像;配准模块,用于将选择出的至少一帧超声图像与所述另一模态图像进行配准,所述配准过程中使用所述至少一帧超声图像的位置指向信息;融合模块,用于对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合。

[0015] 本申请的有益效果是:采用不同于现有的基于实时超声的配准融合方法,而是在配准前事先录制扫描目标对象的一段配准视频,然后选取一帧或多帧超声图像进行配准。

附图说明

[0016] 图1为超声融合成像导航系统的结构示意图;

[0017] 图2为本申请一种实施例的超声图像与预先获取的另一模态图像的融合方法的流程示意图;

[0018] 图3为本申请一种实施例的空间变换示意图;

[0019] 图4为本申请一种实施例的多个配准平面显示方式示意图,其中每个窗口显示一幅超声图像;

[0020] 图5为本申请一种实施例的建立呼吸模型流程示意图;

[0021] 图6为呼吸深度随时间变化示意图;

[0022] 图7为通过线性拟合得到的目标器官相对于基准位置在世界坐标系三个方向上的位移随呼吸深度变化的示意图;

[0023] 图8为本申请一种实施例的建立呼吸模型后进行配准融合的流程示意图。

具体实施方式

[0024] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0025] 实施例1:

[0026] 一种典型的超声融合成像导航系统的框图如图1所示(不包括虚线框):超声探头101向人体检查部位发射超声波,接收到的回波信号经过超声成像模块102处理,获得目标器官的超声图像;提前获取的另一模态图像数据,如CT或MR图像,在进行配准前被导入配准融合模块105;固定在探头101上的位置传感器103,随着探头的移动,不断地提供位置信息,通过定位控制器104得到探头的六自由度(包括垂直向、横向、纵向、俯仰、滚转和摇摆)空间方位的信息;配准融合模块105利用图像信息和位置信息将超声图像和另一模态数据进行配准和融合;显示模块106用于显示融合结果。

[0027] 结合图1所示的超声融合成像导航系统,本实施例提供的一种超声图像与预先获取的另一模态图像的融合方法如图2所示,包括如下步骤S11~S13:

[0028] 选择步骤S11,根据输入的指令从预先存储的至少一段超声视频数据中选择至少一帧超声图像。

[0029] 预先存储的超声视频数据包括:事先对目标对象(目标器官,如肝脏)进行采集,得到包含配准用信息的超声视频,即配准视频,对于其中的每一帧超声图像 t ,同时记录固定于超声探头上的位置传感器的位置指向信息 $R_{\text{probe}}(t)$, $R_{\text{probe}}(t)$ 由在超声图像获取过程中位置传感器根据感应的超声探头的移动状况而产生,也就是说配准视频的内容除了超声图像数据外,还包括位置传感器的位置指向信息 $R_{\text{probe}}(t)$ 。其中,位置传感器可以是基于电磁感应的位置传感器,也可以是基于光学原理的位置传感器,也可以是基于声学原理等的其它类型位置传感器。本申请各实施例中以基于电磁感应的位置传感器为例进行说明。

[0030] 在选择步骤中,该输入的指令可以是来自外部的用户输入的指令,也可以是系统内部在进行配准融合时自动触发的指令。一种实现中,在选择时,可以先回放预先存储的超声视频,然后再回放的过程中进行选择,系统所接收到的输入的播放指令和选择指令可视用户需要而定,结合常用的相关技术实现,只要其能满足超声视频的回放以及帧图像的选取即可。本步骤的回放超声视频中,可以是将预先存储的超声视频从头到尾逐帧播放,也可以是通过例如进度条或者旋钮转动等方式将超声视频拖曳到感兴趣的切面所对应的帧位置。另一种实现中,也可以通过预先设定的一些条件进行选择,例如预先设定选择超声视频中的某些帧如前20帧等。

[0031] 配准步骤S12,将选择出的至少一帧超声图像与另一模态图像进行配准,系统同时使用这些超声图像对应的位置指向信息参与配准。

[0032] 为了提高配准的整场精度,也可以在配准视频中选择两帧或者更多帧超声图像进行配准。当然,选择多帧超声图像进行配准的前提条件是,这些帧的超声图像具有相同或者相似的呼吸状态,或者说这些超声图像是在相同或相似的呼吸状态下采集得到的。一般地,如果超声视频是在病人屏住呼吸的状态下采集的,视频中所有帧的超声图像具有相似的呼吸状态,可以直接同时使用多帧超声图像进行配准。

[0033] 在进行图像配准时,需要寻找一种空间变换把一幅图像映射到另一幅图像,使得

两图像中对应于空间同一位置的点一一对应起来,从而达到将信息正确融合的目的。基于此,在超声融合成像导航系统中,可以通过如图3的空间变换关系实现超声图像与另一模态图像的配准,即,先将超声图像中的点从超声图像的坐标系变换到位置传感器的坐标系,再从位置传感器的坐标系变换到世界坐标系,最后将世界坐标系变换为另一模态图像的坐标系。本实施例和其它实施例中的世界坐标系是用作参考的坐标系,可以是任意指定的,例如磁场发生器坐标系,当然也可以采用其它的坐标系作为参考坐标系。图3所示空间变换关系以公式的形式可表示为:

$$[0034] \quad X_{\text{sec}} = P \cdot R_{\text{probe}} \cdot A \cdot X_{\text{us}}$$

[0035]

(1)

[0036] 其中, X_{us} 是超声图像中某一点的坐标, X_{sec} 是该点在另一模态图像的坐标, A 是超声图像空间到位置传感器空间的变换矩阵, R_{probe} 是位置传感器空间到参考坐标系如磁场发生器空间的变换矩阵, P 是参考坐标系到另一模态图像空间的变换矩阵。

[0037] 对于变换矩阵 A ,由于位置传感器固定在探头上不动,超声探头深度不变时, A 固定不变,因此可在配准前结合位置指向信息 $R_{\text{probe}}(t)$ 通过标定的方法获取变换矩阵 A ,具体可参考现有超声图像空间变换到位置传感器空间的相关技术,不作详述。

[0038] 对于变换矩阵 R_{probe} ,可以由与位置传感器相连的定位控制器直接读取,随着探头的移动, R_{probe} 不断变化,具体也可参考常用的相关技术实现。

[0039] 对于变换矩阵 P ,也可称为配准矩阵,可通过在超声图像空间和另一模态图像空间找到对应的点或者面,根据公式(1)计算得到。一种实例中,对人体检查部位的某些特定的点或区域作标记,在超声图像空间中成像后得到所标记的点或区域的位置 X_{us} ,同时在另一模态图像空间中成像也得到这些点或区域的位置 X_{sec} ,从而通过公式(1)进行计算即可得到 P ;另一种实例中,在将超声图像空间的某些点或区域变换到世界坐标系后,将另一模态图像的某些点或区域也变换到世界坐标系,通过图像匹配方法,得到超声图像空间成像的点或区域的位置 X_{us} 对应于另一模态图像空间的点或区域的位置 X_{sec} ,由此也可以计算出 P 。本领域普通技术人员将易于领会到,可以应用逆变换以获得从一个图像空间至另一个的相反的坐标变换。

[0040] 融合步骤S13,对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合。

[0041] 图像融合采用的技术具体可以参见现有图像融合处理的方法,例如基于空域的图像融合方法,如图像像素灰度值极大(小)融合法、图像像素灰度值加权融合法等,或是基于变换域的图像融合方法,如基于多分辨率的金字塔融合法、基于傅里叶变换的图像融合法等,在此不作详述。

[0042] 从而,通过上述步骤实现超声图像与另一模态图像的配准与融合,这里采用的配准方法不同于现有的配准方法。现有的方法基于实时超声,通过一帧一帧进行冻结的方式进行。而本实施例的配准方法是在配准前录制扫描目标对象的一段配准视频,通过视频回放的方式选取一帧或多帧超声图像进行配准。

[0043] 除了上述步骤,一种实施例的超声图像与另一模态图像的融合方法还包括:多帧显示步骤,在配准步骤中选择多帧超声图像进行配准后,在显示配准或融合后的多帧超声图像的同时,还显示这些帧图像之间的交线和夹角,如图4所示,左右两个方框显示了不同帧超声图像之间的相交线位置305和两帧之间的夹角307。如果是要显示多帧配准或融合后

的图像,则,可以选择其中的一帧为参考帧,所显示的两条相交线位置和两者之间的夹角为其余每一帧与该参考帧的相交线和夹角。该实施例的优点在于,能更为直观地反应这些帧的相对位置关系,便于后续对配准的微调。

[0044] 实施例2:

[0045] 在应用超声融合成像导航系统时,通常很多病人的呼吸控制能力是比较差的,配准视频的采集和融合是在病人呼吸自由状态下进行的,然而,由于人在自由呼吸时,脏器也随之进行复杂的运动,运动形式既包括平移、旋转等刚性运动,也包括器官间挤压等造成的整体或局部形变等非刚性运动。这就使得呼吸造成的脏器运动将对融合结果产生很大影响,因此需要减弱或消除呼吸对配准和融合的影响。基于此,本实施例提出一种用于将超声图像和预先获取的另一模态图像进行配准和融合的方法,其首先基于超声视频和位置传感器的位置指向信息,建立用来描述脏器随呼吸运动的规律的呼吸模型,然后利用呼吸模型获取随时间变化的校正空间映射并应用到配准和融合中,达到减弱或消除呼吸影响的目的。

[0046] 这里采用校正的方式消除或减弱呼吸运动造成的影响,以公式的形式可表示为:

$$[0047] \quad X_{\text{sec}} = P \cdot T (R_{\text{probe}} \cdot A \cdot X_{\text{us}}) \quad (2)$$

[0048] 其中T为用于校正的某种空间映射方式,其可以是线性映射、仿射映射以及其它形式非线性映射,即T可以是定义在三维中间的任意连续映射。

[0049] 一般地,自由呼吸时呼吸运动比较规律,可以近似看成是一个周期性的运动。呼吸时,病人的腹部表皮主要沿人体前后方向运动,可近似为前后往复运动。对运动主要由呼吸引起的目标器官,类似于腹部表皮运动,其运动也可以近似看作是周期性的。假设这类目标器官如肝脏等随呼吸的运动是刚性运动,可用线性模型来描述其随呼吸运动的规律。本实施例中以线性模型为例进行说明,对于具有非刚性分量的其它实施例,可结合非刚性运动中常用的算法公式对本实施例做简单推演即可。对于线性模型,空间中所有点有相同的映射关系,公式(2)可表示为

$$[0050] \quad X_{\text{sec}} = P \cdot T \cdot R_{\text{probe}} \cdot A \cdot X_{\text{us}} \quad (3)$$

[0051] 此时,空间映射T退化为一个矩阵。

[0052] 为了建立呼吸模型,需要在实施例1的超声融合成像导航系统的基础上,增加呼吸传感器109,如图1所示的虚线部分,将其固定在病人的腹部表皮,用来跟踪病人腹部表皮呼吸传感器所在位置如何随呼吸而运动。呼吸传感器可以是基于电磁感应的位置传感器或其他类型的位置传感器。

[0053] 为便于下文的描述,首先对相关的术语给出如下解释:

[0054] (1) 基准位置:可以是呼吸传感器随腹部运动路径上的任一点,例如其可以是传感器运动路径的中间位置;

[0055] (2) 呼吸深度:在某一帧超声图像对应的时刻,呼吸传感器相对于基准位置的位移,称为呼吸深度,用来近似描述呼吸的状态,可用 $d(t)$ 表示,其可通过呼吸位置信息 $R_{\text{resp}}(t)$ 得到,具体可采用常用的呼吸传感器的位置信息的转换方法得到,不作详述;

[0056] (3) 基准呼吸深度:基准位置对应的呼吸深度称为基准呼吸深度,可表示为 d_0 。

[0057] (4) 参考系相对运动量:以处于基准呼吸深度 d_0 下的目标器官的位置为基准位置,则在世界坐标系下,目标器官在不同呼吸深度 $d(t)$ 下相对于该基准位置的运动量,称为参

考系相对运动量。本实施例采用的是刚性运动为例进行说明,并且忽略旋转运动仅考虑参考系相对位移,这里用来 $W(d(t))$ 来描述。

[0058] 如图5所示,本实施例的建立呼吸模型的方法包括以下步骤S21~S25:

[0059] 步骤S21,对于预先存储的超声视频,设定基准呼吸深度和基准位置。

[0060] 预先存储的超声视频为从一个或互成角度的多个平面(如 n 个, n 为正整数)对腹部采集而得,一个平面采集一段超声视频,得到 n 段超声视频 $USV_i, i=1, \dots, n$,视频的帧号用 t 表示,可用 $USV_i(t)$ 表示第 i 段超声视频中的第 t 帧超声图像。同时,对于采集的每一帧超声图像,记录固定于超声探头上的位置传感器的位置指向信息 $R_{probe}(t)$ 、以及固定在病人腹部表皮上的呼吸传感器的呼吸位置信息 $R_{resp}(t)$ 。在每一段超声视频的采集过程中,采集时间包含一个或者多个呼吸周期。

[0061] 如前述分析的呼吸运动特性,呼吸运动呈现出周期性的特点,在周期内各呼吸运动相位均有差异,而在周期间这一运动过程是不断重复的过程,类似图6所示的正弦曲线的波形,其中横轴 t 表示呼吸周期,纵轴表示呼吸深度 $d(t)$,每一个重复的曲线表示一个呼吸周期。图6中,横向的虚线为给定基准位置 d_0 ,呼吸深度随视频帧号 t 变化,这里基准位置设为传感器运动路径的中间位置。当然,基准位置也可以是其它位置,例如传感器运动路径的最低位置或最高位置等。而由于同一呼吸深度对应的可能是吸气状态,也可能是呼气状态,因此,也可以进一步将呼吸状态区分为呼气相位和吸气相位,类似地也可以得到正弦曲线的波形。

[0062] 步骤S22,对于每一段视频,选取基准帧,获取其它帧超声图像对应的目标对象相对于基准帧的运动位移 $V_i(d(t))$ 。

[0063] 对每一段超声视频 USV_i ,如选定呼吸深度 d_0 对应的某一帧超声图像为基准帧,可以通过运动跟踪,如模板匹配等常用算法,获取其它帧 t 超声图像对应的目标器官相对于基准帧的运动位移 $V_i(d(t))$ 。

[0064] 步骤S23,转换到同一参考坐标系以消除探头抖动的影响。

[0065] 由于采集呼吸校正视频的时候,难以保证探头绝对静止不动,所以需要将运动跟踪限定在基准帧的平面内以消除探头抖动的影响。本步骤中,假设 x_0 是基准帧中的某一点的位置, $x(t)$ 是经过跟踪得到的该点在第 t 帧超声图像中的位置,用 R_{probe_0} 和 $R_{probe}(t)$ 分别表示基准帧和第 t 帧超声图像对应的探头位置, x_0 和 $x(t)$ 在世界坐标系中对应的点分别表示为 m_0 和 $m(t)$,则有:

$$[0066] \quad m_0 = R_{probe_0} \cdot A \cdot x_0 \quad (4)$$

$$[0067] \quad m(t) = R_{probe}(t) \cdot A \cdot x(t) \quad (5)$$

[0068] 假设其它帧(即非基准帧)对应的目标器官的参考系相对位移 $W(d(t))$ 在基准帧对应的平面上的投影分量表示为 $proj_i(W(d(t)))$,其它帧对应的目标器官相对于基准帧的运动位移 $V_i(d(t))$ 即为该投影分量的观察值。如前假设,此时 $m(t) - m_0$ 在基准帧对应的平面的投影分量为 $proj_i(m(t) - m_0)$,它是 $proj_i(W(d(t)))$ 的观察值 $V_i(d(t))$ 的一种普遍表达方式,即:

$$[0069] \quad V_i(d(t)) = proj_i(m(t) - m_0) \quad (6)$$

[0070] 这里通过将基准帧和非基准帧转换到同一世界坐标系中进行投影,消除了探头抖动可能带来的位移计算误差。在采集每一段超声视频时,可以用探头夹等装置固定探头位

置,尽可能地保持探头位置不移动,病人体位保持不变,这时可认为探头位置在采集的过程中保持不变, $R_{\text{probe}}(t) = R_{\text{probe}_0}$,这时有 $V_i(d(t)) = x(t) - x_0$ 。

[0071] 步骤S24,根据步骤S22得到的运动位移 $V_i(d(t))$,计算在同一个参考坐标系下,其它帧超声图像对应的目标器官在不同呼吸深度下的参考系相对位移 $W(d(t))$ 。

[0072] 为所有段视频设定相同的基准呼吸深度 d_0 ,在某一呼吸深度 $d(t) = D$ 下,目标器官相对于基准位置的参考系相对位移 $W(D)$ 可以用以下公式(7)通过优化的方法得到,即 $W(D)$ 为当最外层 Σ 为最小值时对应的值:

$$[0073] \quad W(D) = \arg \min \left(\sum_{i=1}^n \left(\sum_{\text{All } d(t)=D} \| \text{proj}_i(W(D)) - V_i(d(t)) \|^2 \right) \right) \quad (7)$$

[0074] 其中 $\arg \min()$ 是使得其括号内的函数取得最小值的函数。

[0075] 在多个呼吸深度 $d(t)$ 下,对公式(7)进行求解得到该呼吸深度下的位移 $W(d)$ 。

[0076] 步骤S25,通过对不同呼吸深度及其对应的参考系相对位移进行拟合,得到呼吸模型。

[0077] 本发明的实施例中,所说的“呼吸模型”是指目标器官位移随呼吸深度变化的规律。所说的“建立呼吸模型”即是指根据已有的超声视频数据计算或者确定目标器官位移随呼吸深度变化的这个规律,即获得目标器官位移随呼吸深度变化的规律的数学表达。

[0078] 本步骤中,以 d 为自变量,对 $(d, W(d))$ 点对进行一定方式的拟合,就可以得到目标器官位移随呼吸深度变化的规律,完成呼吸模型的建立。

[0079] 在本实施例,公式(7)中以两个向量之差模的平方来度量在平面 i (即视频 i)中某一呼吸深度 D 下观察到的目标器官运动 $V_i(d(t))$ 和参考系相对位移 $W(d(t))$ 在该平面上投影 $\text{proj}_i(W(D))$ 之间的误差,即 $\| \text{proj}_i(W(D)) - V_i(d(t)) \|^2$,其它实施例中也可以用其它方式来描述该误差的大小,如 $\| \text{proj}_i(W(D)) - V_i(d(t)) \|$ 等。

[0080] 图7所示的三条直线为通过线性拟合得到的目标器官相对于基准位置在世界坐标系三个方向上的位移随呼吸深度 d 变化规律的示意图。其它实施例中可以用采用其它的拟合方式,例如通过其他类型的曲线如二次曲线或者三次曲线的方式来描述。

[0081] 本实施例中,在得到呼吸模型后,在对超声图像和另一模态图像采用实施例1的方法进行配准之前,采用呼吸模型进行校正,即在配准前利用呼吸模型将不同帧的超声图像校正到同一呼吸深度(即同一呼吸状态)下,达到消除或减弱呼吸影响的目的。具体校正过程见下文的描述。

[0082] 假设 t 为医生选择的待配准帧中的某一帧,该帧对应的呼吸深度为 $d(t)$ 。根据呼吸模型,呼吸深度 $d(t)$ 下目标器官相对于基准位置的参考系相对位移为 $W(d(t))$ 。假设 x 是该帧中的一点,其世界坐标系中位置为 $R_{\text{probe}}(t) \cdot A \cdot x$,则根据公式(3)可知,在将其校正到基准呼吸深度 d_0 后该点的位置变为:

$$[0083] \quad T(W(d(t))) \cdot R_{\text{probe}}(t) \cdot A \cdot x \quad (8)$$

[0084] 其中 $T(W(d(t)))$ 是以超声图像帧 t 对应的呼吸深度 $d(t)$ 为自变量,根据呼吸模型校正后得到的呼吸校正矩阵。本实施例中, $T(W(d(t)))$ 可以是利用目标器官的参考系相对位移 $W(d(t))$ 在三个维度上随呼吸运动的规律对呼吸影响进行的线性补偿而得到,假设 $W(d(t)) = (W_x(d(t)), W_y(d(t)), W_z(d(t)))$,则在齐次坐标系下的呼吸校正矩阵为:

$$[0085] \quad T(W(d(t))) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -W_x(d(t)) \\ 0 & 1 & 0 & -W_y(d(t)) \\ 0 & 0 & 1 & -W_z(d(t)) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

[0086] 其中 $[-W_x(d(t)) \ -W_y(d(t)) \ -W_z(d(t))]$ 为平移向量。

[0087] 其它实施例中, $T(W(d(t)))$ 也可以是对一个或多个维度上的运动规律经过一定处理后进行补偿而得到,这些处理可以是如非线性变换或者某几个方向上给定不同的权重。

[0088] 本实施例是在进行配准之前,采用呼吸模型进行校正。其它实施例中,也可以在配准完成后,在融合的过程中进行呼吸校正。假设配准时基准呼吸深度为 d_0 ,可以利用已经建立的呼吸模型,在融合的过程中对呼吸造成的影响进行实时校正,校正的原理与前述配准过程中将不同帧校正到同一呼吸深度相同,则校正后融合中 X_{us} 和 X_{sec} 的对应关系可由公式(3)具体化为公式(10):

$$[0089] \quad X_{sec} = P \cdot T(W(d(t))) \cdot R_{probe}(t) \cdot A \cdot X_{us} \quad (10)$$

[0090] 图8所示为建立呼吸模型的情况下,基于超声视频、位置传感器的位置指向信息及呼吸传感器的位置信息等进行配准和融合的流程示意图。在进行配准时,医生可以进行视频回放,选定一帧或者多帧超声图像进行配准,同时提取位置传感器的位置指向信息进行配准。如果选择的多帧超声图像不在同一呼吸深度下,可以利用呼吸模型校正到同一深度下然后进行配准。配准完成后,如果希望在同一呼吸深度下观察融合结果,也可以利用呼吸模型进行校正到该深度。

[0091] 上述实施例在描述如何用呼吸模型把配准用的多帧超声图像校正到某一呼吸深度、以及如何把融合结果校正到某一呼吸深度时,都是假设校正的目标深度为建立呼吸模型时的基准深度 d_0 ,当然校正的目标深度可以为任一有意义的呼吸深度 D ,可以理解,这时的呼吸校正矩阵由 $T(W(d(t)))$ 变为 $T^{-1}(W(D)) \cdot T(W(d(t)))$ 。

[0092] 实施例3:

[0093] 本实施例提供的一种超声图像与预先获取的另一模态图像的融合方法包括如下步骤:

[0094] 回放步骤,根据输入的播放指令逐帧播放或者回放预先存储的至少一段超声视频数据,该超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与每一帧超声图像对应的位置指向信息和呼吸位置信息,其中位置指向信息是在超声图像获取过程中由固定于超声探头上的位置传感器感应得到,呼吸位置信息是在超声图像获取过程中由固定于目标对象上的呼吸传感器感应目标对象的呼吸得到;

[0095] 配准步骤,从超声视频数据中选择多帧超声图像与另一模态图像进行配准,这里配准的方法可采用常用的图像配准算法,而不是采用本申请前述实施例提供的配准方法;

[0096] 融合步骤,对配准后的多帧超声图像和另一模态图像进行图像融合,在融合过程中,利用呼吸模型将配准后的多帧超声图像校正到同一个呼吸深度,从而可在同一个呼吸深度下观察融合结果。

[0097] 在融合步骤中,呼吸模型的建立以及如何校正到同一个呼吸深度的方法可参考前述实施例2中相对应的部分,在此不作重述。

[0098] 实施例4:

[0099] 本实施例提供的一种超声图像与预先获取的另一模态图像的融合方法包括如下步骤:

[0100] 选择步骤,从至少一段超声视频数据中选择多帧超声图像,其中超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与每一帧超声图像对应的位置指向信息,位置指向信息是在超声图像获取过程中由固定于超声探头上的位置传感器感应得到,同时,超声视频数据还包括与每一帧超声图像对应的呼吸位置信息,该呼吸位置信息是在超声图像获取过程中由固定于目标对象上的呼吸传感器感应目标对象的呼吸得到;

[0101] 建立呼吸模型步骤,根据所述超声视频数据建立呼吸模型;

[0102] 配准步骤,将待配准的多帧超声图像与另一模态图像进行配准;

[0103] 融合步骤,对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合;

[0104] 其中,在将待配准的多帧超声图像和另一模态图像进行配准之前和/或进行融合过程中,采用呼吸模型将待配准的多帧超声图像校正到同一个呼吸深度。

[0105] 一种实现中,建立呼吸模型的步骤包括:

[0106] 相对运动计算子步骤,对于每一段超声视频数据,选取基准呼吸深度对应的一帧超声图像为基准帧,获取其它帧超声图像对应的目标对象相对于基准帧的运动量,根据该运动量,在同一个参考坐标系下,计算其它帧超声图像对应的目标对象在不同呼吸深度下的参考系相对运动量;

[0107] 拟合建模子步骤,对不同呼吸深度及其对应的参考系相对运动量进行拟合,得到呼吸模型。

[0108] 又一种实现中,将待配准的多帧超声图像校正到同一个呼吸深度包括:

[0109] 计算子步骤,对于待配准的多帧超声图像中的任一帧超声图像,结合其对应的呼吸位置信息,得到该帧超声图像对应的呼吸深度,根据呼吸模型得到该帧超声图像中目标对象相对于基准位置的参考系相对运动量;

[0110] 校正子步骤,根据呼吸模型,将该多帧超声图像对应的参考系相对运动量校正到同一个预定呼吸深度。

[0111] 上述步骤及子步骤的具体说明可参考前述实施例2中相对应的部分,在此不作重述。本实施例的配准步骤中的待配准的多帧超声图像可以是建立呼吸模型时选择的多帧图像,也可以是基于实时超声图像得到的多帧超声图像。

[0112] 综上,为解决现有配准技术基于实时超声往往配准精度和融合成功率不高,及消除呼吸影响的方法效果不佳这两个问题,本申请各实施例提出一种新的基于回顾性的超声视频结合位置传感器信息进行配准融合的方法,同时还建立呼吸模型以进行呼吸校正。为了进行呼吸校正,需要请病人正常呼吸,在互成角度的若干位置采集一个以上呼吸周期的超声视频,一个位置采集一个视频,记录每一帧超声数据对应的超声探头上的传感器位置及指向信息,以及固定在病人腹部的呼吸传感器位置信息,然后根据视频及传感器信息建立病人的呼吸模型。在配准之前,已采集的包含配准需要信息的超声视频中,每一帧超声数据同时记录着固定在超声探头上的传感器位置及指向信息,及固定在病人腹部的呼吸传感器位置信息。进行配准时,允许医生进行逐帧或连续的视频回放搜索,选定一帧或多帧数据进行配准,系统同时提取对应的超声探头位置传感器信息等进行配准。选择多帧配准时,医生可以利用呼吸模型和呼吸传感器信息可以将不同帧的超声数据校正到同一呼吸状态下。

在融合过程中,还可以利用呼吸模型实时地根据呼吸传感器位置信息校正融合结果,达到消除或减弱呼吸影响的目的。

[0113] 本申请实施例提出的基于超声视频进行与其他模态数据进行配准、融合及对配准数据和融合结果进行呼吸校正的方法,不仅适用于肝脏,还适用于肾脏、前列腺等其它腹部器官。

[0114] 本领域技术人员可以理解,上述实施方式中各种方法的全部或部分步骤可以通过程序来指令相关硬件完成,该程序可以存储于一计算机可读存储介质中,存储介质可以包括:只读存储器、随机存储器、磁盘或光盘等。

[0115] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换。

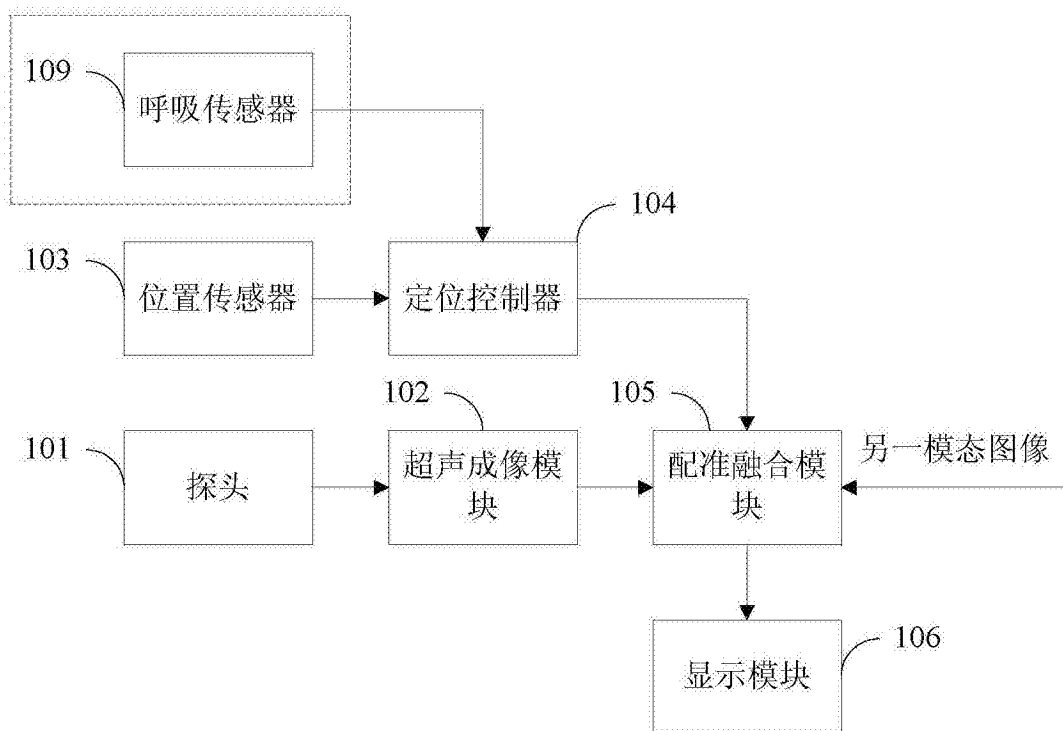


图1

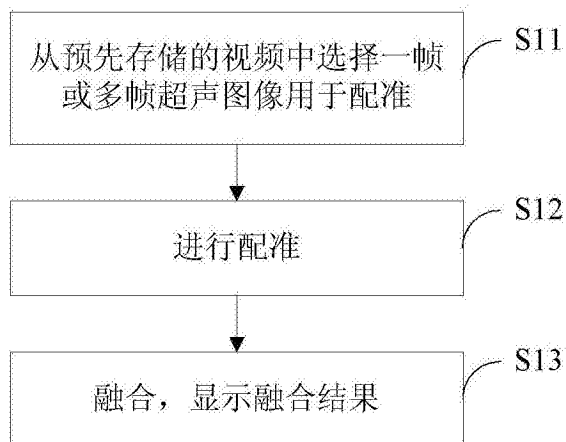


图2

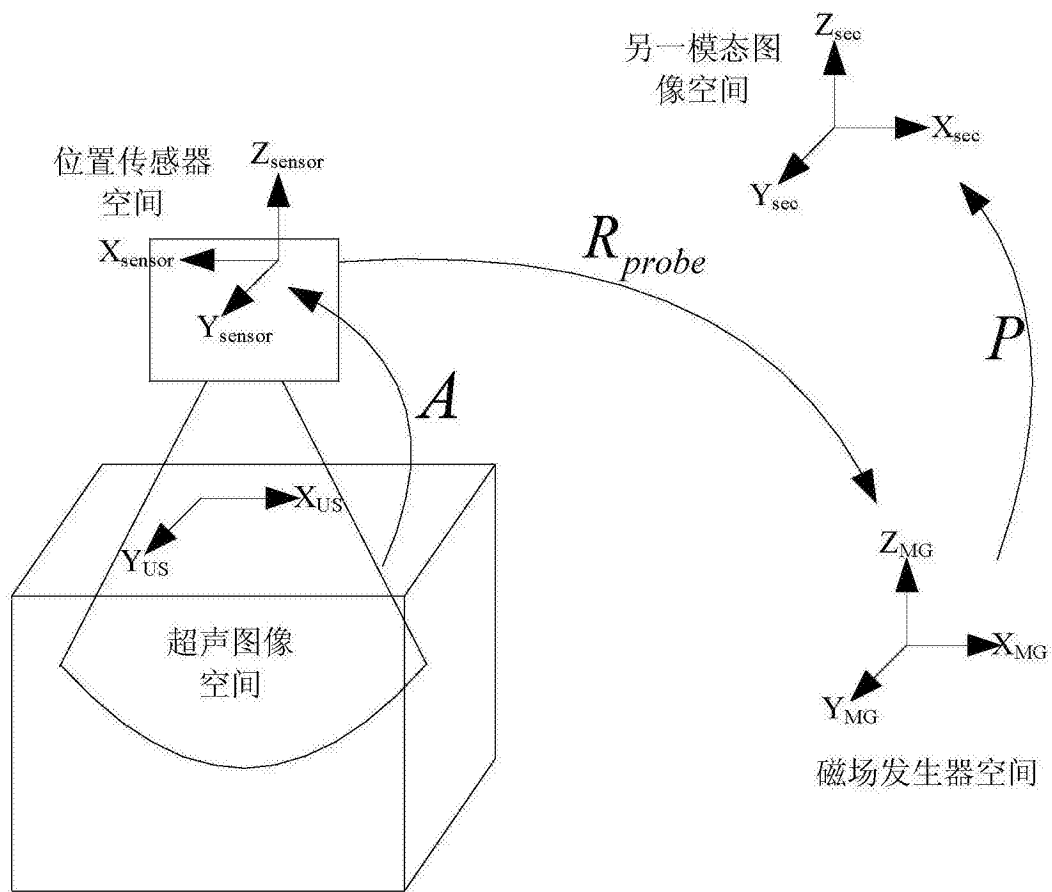


图3

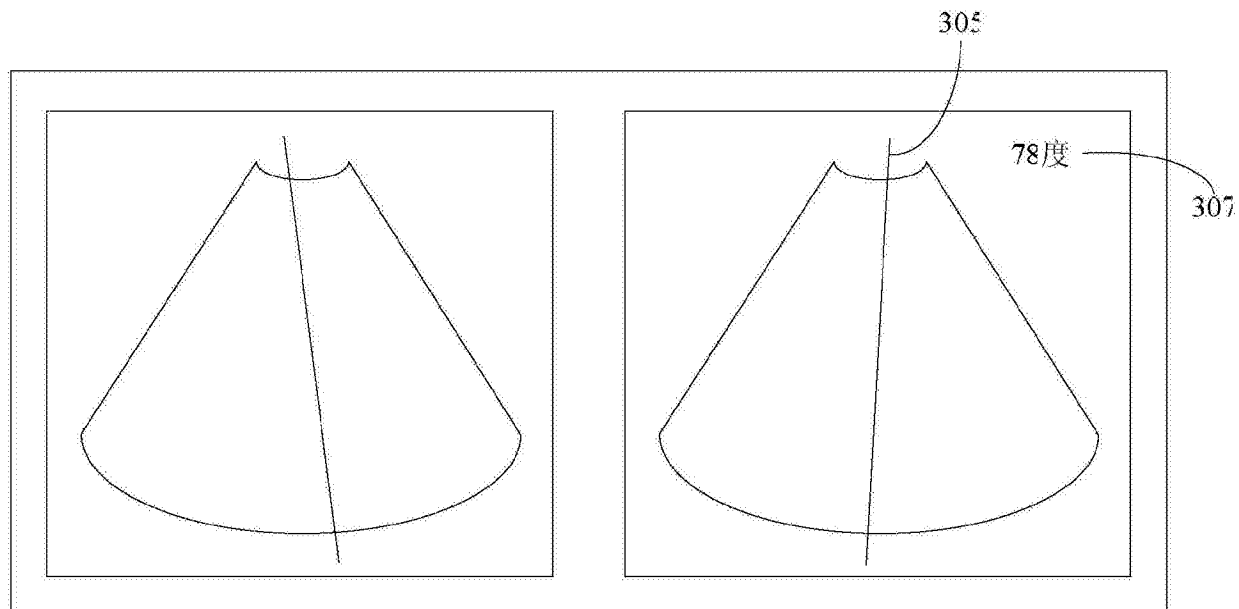


图4

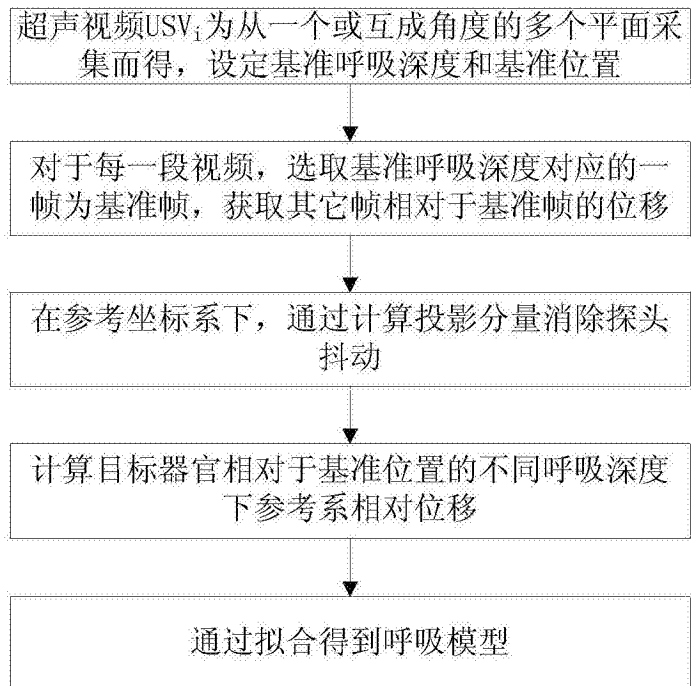


图5

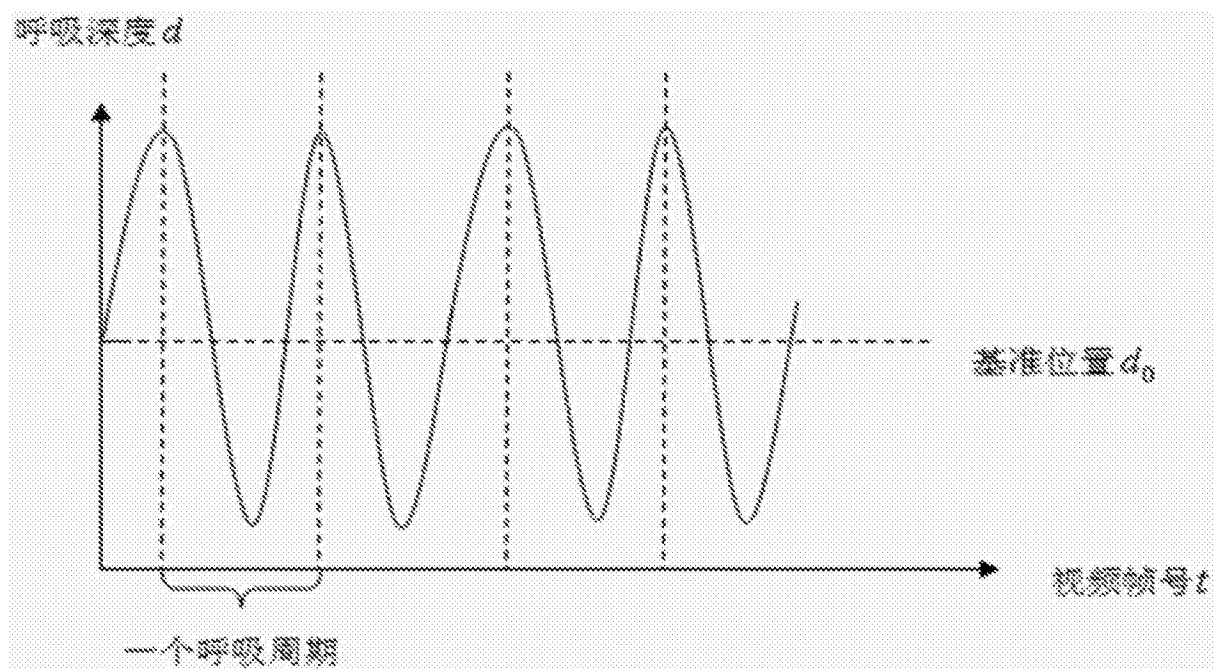


图6

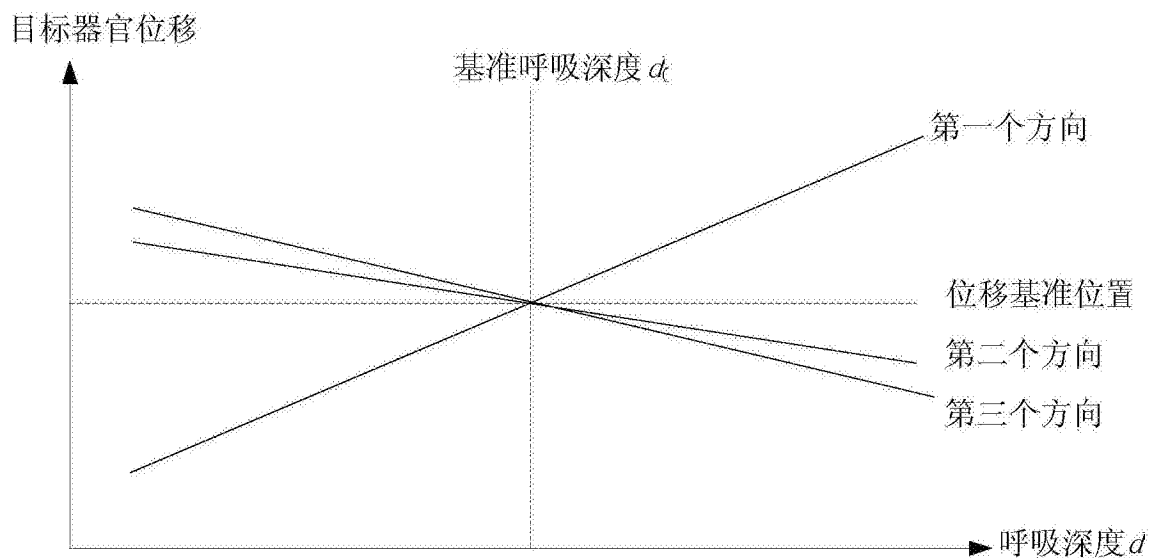


图7

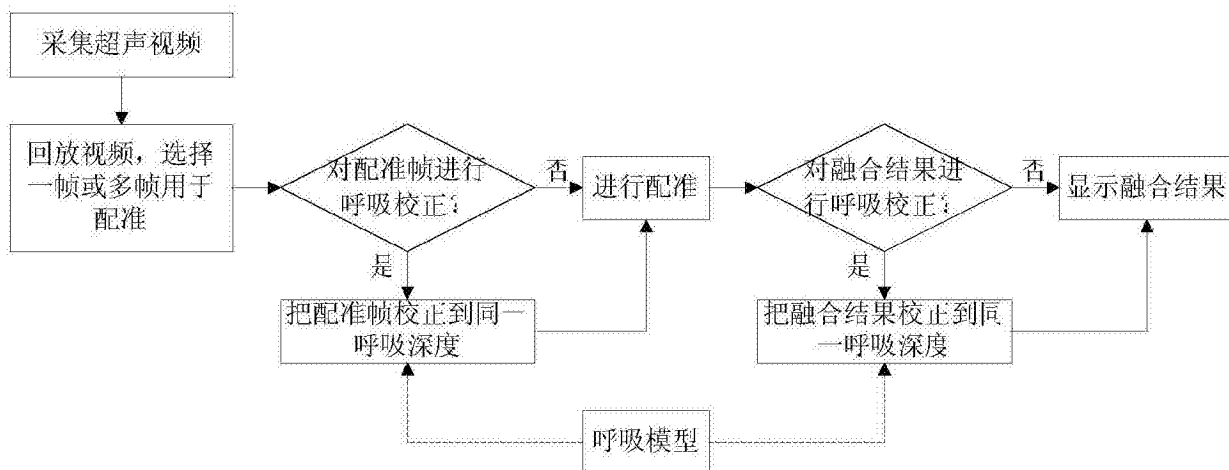


图8

专利名称(译)	超声融合成像方法、超声融合成像导航系统		
公开(公告)号	CN104574329B	公开(公告)日	2018-03-09
申请号	CN201310468271.5	申请日	2013-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 清华大学		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 清华大学		
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 清华大学		
[标]发明人	康锦刚 王广志 朱磊 张倩 丁辉 杨明雷 丛龙飞		
发明人	康锦刚 王广志 朱磊 张倩 丁辉 杨明雷 丛龙飞		
IPC分类号	G06T5/50 G06T7/30 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/5238 A61B8/5246 A61B8/5261 A61B5/08 A61B8/4245 A61B8/5276 A61B8/5284 A61B2090/365 G16H50/00 G16H50/50		
代理人(译)	郭燕		
审查员(译)	岑誉		
其他公开文献	CN104574329A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请涉及超声融合成像方法、超声融合成像导航系统。方法包括：选择步骤，根据输入的指令，从预先存储的至少一段超声视频数据选择至少一帧超声图像，超声视频数据包括从至少一个平面对目标对象进行采集得到的超声图像、以及与超声图像对应的位置指向信息；配准步骤，将选择出的至少一帧超声图像与另一模态图像进行配准，所述配准过程中使用所述至少一帧超声图像的位置指向信息；融合步骤，对配准后的超声图像和另一模态图像进行图像融合。不同于现有的基于实时超声的配准融合方法，本申请采用在配准前录制扫描目标对象的一段配准视频，然后选取一帧或多帧超声图像进行配准。

