



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111292277 A

(43)申请公布日 2020.06.16

(21)申请号 201811505067.5

G06T 7/73(2017.01)

(22)申请日 2018.12.10

G06T 5/00(2006.01)

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

A61B 34/20(2016.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

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1-4层

(72)发明人 朱磊 丛龙飞 韩晓涛 王胜利

(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 林宏津 彭家恩

(51)Int.Cl.

G06T 5/50(2006.01)

G06T 7/20(2017.01)

G06T 7/30(2017.01)

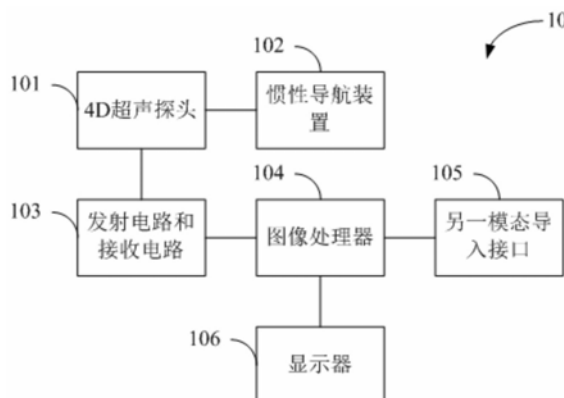
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

超声融合成像方法及超声融合成像导航系统

(57)摘要

本申请公开了一种超声融合成像导航系统及其使用的融合方法。方法包括：利用超声探头向被检查者发射超声波，接收超声回波信号，根据超声回波信号获得被检查者的超声图像数据；利用设置于所述超声探头的惯性导航装置，获得所述超声探头的实时姿态信息；将所述超声图像数据与被检查者的另一模态图像数据进行初始配准，建立初始配准映射关系；根据初始配准映射关系和超声探头的实时姿态信息，对超声图像数据和另一模态图像数据进行实时的图像融合显示，并在融合过程中根据对超声探头和超声图像的移动，确定是否需要进行校正。通过该方法，能够实时地消除探头移动过程中惯性导航装置累积的误差，同时还可消除因被检查者的呼吸运动而导致的误差。



1. 一种超声图像与另一模态图像进行融合的方法,其特征在于,包括:

利用超声探头向被检查者发射超声波,接收超声回波信号,根据所述超声回波信号获得被检查者的超声图像数据,其中所述超声图像数据为四维超声图像数据或具有时间信息的至少一卷三维超声图像数据;

利用设置于所述超声探头的惯性导航装置,获得所述超声探头的实时姿态信息;

将所述超声图像数据与被检查者的另一模态图像数据进行初始配准,建立初始配准映射关系;

根据所述初始配准映射关系和所述超声探头的实时姿态信息,对所述超声图像数据和另一模态图像数据进行图像融合显示;

在进行图像融合时,监测超声探头的移动状态和监测相应时刻的超声图像数据,或者仅监测相应时刻的超声图像数据,输出监测结果,所述监测结果包括用于表示启动对图像融合进行校正的第一指令;

根据所述监测结果,利用配准算法计算当前时刻超声图像数据和所述另一模态图像数据之间新的配准映射关系,将该新的配准映射关系作为所述初始配准映射关系,对后续的实时超声图像数据和所述另一模态图像数据进行图像融合显示。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在计算所述新的配准映射关系的同时,计算当前时刻超声图像数据和所述另一模态图像数据之间的相似性,并确定计算出的相似性是否符合预设度量指标,在确定出所述相似性符合所述预设度量指标时,确定建立所述新的配准映射关系,在确定出所述相似性不符合所述预设度量指标时,输出的新的配准映射关系仍为原来的初始配准映射关系。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述监测相应时刻的超声图像数据包括:根据超声探头当前时刻获得的超声图像数据的图像特征,判断所述图像特征是否处于预设特征范围内,当判断出所述图像特征处于预设特征范围内,输出所述监测结果。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述监测超声探头的移动状态包括:利用所述惯性导航装置实时监测超声探头的移动,判断该移动是否处于预设移动范围,当判断出该移动处于所述预设移动范围,输出所述监测结果。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述判断该移动是否处于预设移动范围包括:根据相邻两个时相中超声探头位置的差或其绝对值,或者根据多个时相中超声探头的方位差进行判断,如果这些差值在预设范围之内,则表示超声探头的移动处于预设移动范围。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述监测超声探头的移动状态包括:根据超声探头当前时刻获得的超声图像数据的图像特征,判断所述图像特征是否处于预设特征范围内,当判断出所述图像特征处于所述预设特征范围内,确定超声探头当前正在获取正常组织图像,输出所述监测结果。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述监测超声探头的移动状态包括:根据相邻时刻两卷超声图像数据中的图像相关性进行判断,如果判断出相邻时刻两卷超声图像数据的图像相关性差异在预设范围之内,则输出所述监测结果。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,

所述惯性导航装置包括至少一组加速度计和陀螺仪,通过所述加速度计和陀螺仪获得

超声探头在不同时刻下的实时姿态信息；

或者，所述惯性导航装置包括至少一组加速度计和陀螺仪以及磁力计，通过所述加速度计和陀螺仪获得超声探头在不同时刻下的实时姿态信息，以及通过所述磁力计感知地磁场方向。

9. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，在所述融合步骤中，超声图像数据和另一模态图像数据之间的图像融合显示涉及如下公式表示的空间变换关系：

$$X_{Sec} = M \times A^{-1} \times S_0^{-1} \times S_i \times A \times X_{us}$$

其中，A是超声空间到惯性导航装置空间的变换矩阵； S_i 表示第i时刻惯性导航装置相对于初始 $i=0$ 时惯性导航装置所在坐标系的姿态的映射矩阵， S_i 由时刻 S_0 累积计算而获得； S_0 是单位矩阵，或者当所述惯性导航装置内置磁力计时， S_0 表示为初始0时刻惯性导航装置相对于世界坐标系的坐标； X_{us} 表示某一点在超声空间的坐标； X_{Sec} 表示该点在另一模态图像空间的坐标；M表示初始时刻超声空间到另一模态图像空间的映射矩阵。

10. 一种超声融合成像导航系统，其特征在于，包括：

超声探头，

发射电路和接收电路，用于激励超声探头向被检查者发射超声波束，接收所述超声波束的回波，获得超声回波信号；

图像处理器，用于根据所述超声回波信号获得超声图像数据，所述超声图像数据为四维超声图像数据或具有时间信息的至少一卷三维超声图像数据；

惯性导航装置，其设置于所述超声探头，用于获取超声探头的实时姿态信息；以及

显示器，用于对超声图像数据和/或另一模态图像数据进行显示输出；

其中，所述图像处理器还用于将所述超声图像数据与被检查者的另一模态图像数据进行初始配准，建立初始配准映射关系，以及用于根据初始配准映射关系和所述超声探头的实时姿态信息，对所述超声图像数据和所述另一模态图像数据进行图像融合处理，并且在进行图像融合时，所述图像处理器还用于监测超声探头的移动状态和监测相应时刻的超声图像数据，或者仅监测相应时刻的超声图像数据，输出监测结果，所述监测结果包括用于表示启动对图像融合进行校正的第一指令，并根据所述监测结果，利用配准算法计算当前时刻超声图像数据和所述另一模态图像数据之间新的配准映射关系，将该新的配准映射关系作为所述初始配准映射关系，对后续的实时超声图像数据和所述另一模态图像数据进行图像融合处理；

所述显示器还用于显示图像融合处理的结果。

11. 根据权利要求10所述的超声融合成像导航系统，其特征在于，所述图像处理器还用于在计算出所述新的配准映射关系的同时，计算当前时刻超声图像数据和所述另一模态图像数据之间的相似性，并确定计算出的相似性是否符合预设度量指标，在确定出所述相似性符合所述预设度量指标时，确定建立所述新的配准映射关系，在确定出所述相似性不符合所述预设度量指标时，输出的新的配准映射关系仍为原来的初始配准映射关系。

12. 根据权利要求10所述的超声融合成像导航系统，其特征在于，在所述图像处理器中，所述监测相应时刻的超声图像数据包括：根据超声探头当前时刻获得的超声图像数据的图像特征，判断所述图像特征是否处于预设特征范围内，当判断出所述图像特征处于预设特征范围内，输出所述监测结果。

13. 根据权利要求10所述的超声融合成像导航系统,其特征在于,在所述图像处理器中,所述监测超声探头的移动状态包括:利用所述惯性导航装置实时监测超声探头的移动,判断该移动是否处于预设移动范围,当判断出该移动处于所述预设移动范围,输出所述监测结果。

14. 根据权利要求13所述的超声融合成像导航系统,其特征在于,,所述判断该移动是否处于预设移动范围包括:根据相邻两个时相中超声探头位置的差或其绝对值,或者根据多个时相中超声探头的方位差进行判断,如果这些差值在预设范围之内,则表示超声探头的移动处于预设移动范围。

15. 根据权利要求10所述的超声融合成像导航系统,其特征在于,在所述图像处理器中,所述监测超声探头的移动状态包括:根据超声探头当前时刻获得的超声图像数据的图像特征,判断所述图像特征是否处于预设特征范围内,当判断出所述图像特征处于所述预设特征范围内,确定超声探头当前正在获取正常组织图像,输出所述监测结果。

16. 根据权利要求10所述的超声融合成像导航系统,其特征在于,在所述图像处理器中,所述监测超声探头的移动状态包括:根据相邻时刻两卷超声图像数据中的图像相关性进行判断,如果判断出相邻时刻两卷超声图像数据的图像相关性差异在预设范围之内,则输出所述监测结果。

17. 根据权利要求10所述的超声融合成像导航系统,其特征在于,

所述惯性导航装置包括至少一组加速度计和陀螺仪,通过所述加速度计和陀螺仪获得超声探头在不同时刻下的实时姿态信息;

或者,所述惯性导航装置包括至少一组加速度计和陀螺仪以及磁力计,通过所述加速度计和陀螺仪获得超声探头在不同时刻下的实时姿态信息,以及通过所述磁力计感知地磁场方向。

18. 根据权利要求10所述的超声融合成像导航系统,其特征在于,在所述图像处理器中,超声图像数据和另一模态图像数据之间的图像融合处理涉及如下公式表示的空间变换关系:

$$X_{Sec} = M \times A^{-1} \times S_0^{-1} \times S_i \times A \times X_{us}$$

其中,A是超声空间到惯性导航装置空间的变换矩阵; S_i 表示第*i*时刻惯性导航装置相对于初始*i*=0时惯性导航装置所在坐标系的姿态的映射矩阵, S_i 由时刻 S_0 累积计算而获得; S_0 是单位矩阵,或者当所述惯性导航装置内置磁力计时, S_0 表示为初始0时刻惯性导航装置相对于世界坐标系的坐标; X_{us} 表示某一点在超声空间的坐标; X_{Sec} 表示该点在另一模态图像空间的坐标;M表示初始时刻超声空间到另一模态图像空间的自动配准映射矩阵。

19. 一种可读存储介质,其特征在于,所述可读存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被执行时实现如权利要求1至9任一项所述的方法的步骤。

超声融合成像方法及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,具体涉及一种超声图像数据与另一模态图像数据融合成像的方法、以及一种超声融合成像导航系统。

背景技术

[0002] 超声融合成像导航的原理是通过空间定位装置,建立起实时的超声图像和提前获取的其他模态数据(如CT或MR图像)的对应关系,达到两种图像完全融合,以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图像高分辨率的优势和超声实时的特点,从而大大提高临床医生的诊断信息和手术效果。

[0003] 目前市场上流行的超声图像融合技术大多基于磁导航定位装置,通常是把磁定位传感器绑定在探头上,然后把二维实时超声与CT/MR图像进行融合配准与导航显示。这对临床医生的操作手法和空间想象力有较大依赖,其需要医生对三维空间有非常深刻的理解,才能够在三维下通过手动旋转、平移等操作方式进行处理。并且,磁导航定位装置一般由控制器、磁场发生器及传感器等器件构成,系统较复杂,且容易受金属、电子设备等的干扰。

发明内容

[0004] 根据本申请的第一方面,提供一种超声图像与另一模态图像进行融合的方法,包括:

[0005] 利用超声探头向被检查者发射超声波,接收超声回波信号,根据所述超声回波信号获得被检查者的超声图像数据,其中所述超声图像数据为四维超声图像数据或具有时间信息的至少一卷三维超声图像数据;

[0006] 利用设置于所述超声探头的惯性导航装置,获得所述超声探头的实时姿态信息;

[0007] 将所述超声图像数据与被检查者的另一模态图像数据进行初始配准,建立初始配准映射关系;

[0008] 根据所述初始配准映射关系和所述超声探头的实时姿态信息,对所述超声图像数据和另一模态图像数据进行图像融合显示;

[0009] 在进行图像融合时,监测超声探头的移动状态和监测相应时刻的超声图像数据,或者仅监测相应时刻的超声图像数据,输出监测结果,所述监测结果包括用于表示启动对图像融合进行校正的第一指令;

[0010] 根据所述监测结果,利用配准算法计算当前时刻超声图像数据和所述另一模态图像数据之间新的配准映射关系,将该新的配准映射关系作为所述初始配准映射关系,对后续的实时超声图像数据和所述另一模态图像数据进行图像融合显示。

[0011] 根据本申请的第二方面,提供一种超声融合成像导航系统,包括:

[0012] 超声探头,

[0013] 发射电路和接收电路,用于激励超声探头向被检查者发射超声波束,接收所述超

声波束的回波,获得超声回波信号;

[0014] 图像处理器,用于根据所述超声回波信号获得超声图像数据,所述超声图像数据为四维超声图像数据或具有时间信息的至少一卷三维超声图像数据;

[0015] 惯性导航装置,其内置于所述超声探头,用于获取超声探头的实时姿态信息;以及

[0016] 显示器,用于对超声图像数据和/或另一模态图像数据进行显示输出;

[0017] 其中,所述图像处理器还用于利用配准算法,对所述另一模态图像数据以及所述超声图像数据进行初始配准,建立初始配准映射关系,以及用于根据初始配准映射关系和所述超声探头的实时姿态信息,对所述超声图像数据和所述另一模态图像数据进行图像融合处理,并且在进行图像融合时,所述图像处理器还用于监测超声探头的移动状态和监测相应时刻的超声图像数据,或者仅监测相应时刻的超声图像数据,输出监测结果,所述监测结果包括用于表示可以对融合进行校正的第一指令,并根据所述监测结果,利用配准算法计算当前时刻超声图像数据和所述另一模态图像数据之间新的配准映射关系,将该新的配准映射关系作为所述初始配准映射关系,对后续的实时超声图像数据和所述另一模态图像数据进行图像融合处理;

[0018] 所述显示器还用于显示图像融合处理的结果。

[0019] 根据本申请的第三方面,提供一种可读存储介质,其特征在于,所述可读存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被执行时实现如上所述的方法的步骤。

[0020] 本发明的有益效果是:依据本申请的超声融合成像导航系统及其融合方法,在将四维超声探头采集到的四维超声图像数据与另一模态图像数据进行配准与融合时,通过内置于探头的惯性导航装置,可以得到探头的实时姿态信息,结合该实时姿态信息能够实时地消除探头移动过程中累积的误差,并且在配准超声图像数据和另一模态图像数据过程中,结合二者的初始配准及超声的实时姿态信息,还可以消除因被检查者的呼吸运动而导致的误差。

附图说明

[0021] 图1是本申请一实施例的超声融合成像导航系统的结构示意图;

[0022] 图2是本申请一实施例的超声融合成像导航系统的空间变换示意图;

[0023] 图3是本申请一实施例的超声融合成像导航系统所使用的融合方法的流程示意图;

[0024] 图4是本申请一实施例的超声融合成像导航系统所使用的融合方法的流程示意图。

具体实施方式

[0025] 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。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中,很多细节描述是为了使得本申请能被更好地理解。然而,本领域技术人员可以毫不费力地认识到,其中部分特征在不同情况下是可以省略的,或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下,本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述,这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没,而对于本领域技术人员而言,详细描述这些操作并不是必要的,他们根据

说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

[0026] 另外,说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时,方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此,说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例,并不意味着是必须的顺序,除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

[0027] 本文中为部件所编序号本身,例如“第一”、“第二”等,仅用于区分所描述的对象,不具有任何顺序或技术含义。而本申请所说“连接”、“联接”,如无特别说明,均包括直接和间接连接(联接)。

[0028] 依据本申请的超声融合成像导航系统不仅适用于肝脏,还适用于肾脏、前列腺等其他腹部器官。图1例示性的超声融合成像导航系统10包括4D超声探头101、惯性导航装置102、发射电路和接收电路103、图像处理器104、(可选的)另一模态导入接口105和显示器106。参见图1,在例示性的超声融合成像导航系统10中,通过发射电路和接收电路103激励4D超声探头101向人体待检查部位发射超声波束,接收超声波束的回波,获得超声回波信号;图像处理器104对获得的超声回波信号进行处理,获得目标组织器官的4D超声图像数据;提前获取的另一模态图像数据,如CT或MR图像数据,在图像处理器104进行配准前经由另一模态导入接口105导入;并且,设置于4D超声探头101的惯性导航装置102随着超声探头101的移动,实时计算探头101的姿态,跟踪超声探头101在一段时间内的运动状态;图像处理器104利用图像数据和运动状态,对超声图像和另一模态图像进行配准与融合处理,其中涉及对图像的预处理、配准、建立图像的变换模型、校正运动误差、以及融合重构等操作,然后把融合处理的结果送到显示器106,由显示器106显示融合处理的结果。

[0029] 图1示例的4D超声探头101可以是矩阵探头,也可以是带有机电装置的四维探头,本申请对此不作限制。通过该超声探头101、惯性导航装置102及图像处理器104,使用者(例如临床医生)可以在被检查者的目标部位附近采集到一段四维体数据电影数据,或者获得一卷三维超声体数据,该体数据中需要有较清楚的血管等结构信息,以方便后续与另一模态图像数据如CT/MR体数据进行自动配准与融合处理。

[0030] 惯性导航装置102设置于超声探头101,例如内置于超声探头101,且固定在超声探头101内部的板卡上,或者固定于超声探头101的外壳的内部。惯性导航装置102可以包括能够检测加速度的加速度计,例如包括具有互相正交地安装的三个加速度计的三轴加速度计,这样,三轴加速度计适于检测任意方向上的加速度分量。惯性导航装置102还可包括陀螺仪,从而可获得探头的角速度信息。作为一种优选的实施方式,惯性导航装置102可以是包括三轴加速度计和三轴陀螺仪的装置,也可以是具有更多的加速度计和陀螺仪的装置。

[0031] 惯性导航装置102连同超声探头101一起通过超声探头缆线电性连接至图像处理器104,并将超声探头101的实时姿态信息传递给图像处理器104。图像处理器104基于探头101实时获取被检查者的目标部位的超声图像,并且可以实时计算探头姿态,跟踪探头101在一段时间内的运动。

[0032] 可选的另一模态导入接口105用于接收前述被检查者的另一模态的三维图像数据,如CT/MR图像数据,另一模态图像数据的获取方法可以参见现有相关技术,这里不作描述。此外,所导入的另一模态图像数据可以是三维数据,也可以是不同时间的多个三维数据。另一模态导入接口105的实现可以参考现有图像数据导入的方式实现,例如使用光盘导

入图像数据,或者使用U盘导入图像数据,又或者通过网络方式从网络中接收图像数据等等,对此本发明不作限制。

[0033] 图像处理器104除了根据获得的超声回波信号获得超声图像数据之外,还利用配准算法,对导入的另一模态图像数据以及超声图像数据进行初始配准,建立初始配准映射关系,并根据初始配准映射关系和超声探头的实时姿态信息,对超声图像数据和另一模态图像数据进行图像融合处理。其中,在进行图像融合时,图像处理器104还监测超声探头的移动状态和监测相应时刻的超声图像数据,或者仅监测相应时刻的超声图像数据,输出监测结果,该监测结果包括用于表示可以对融合进行校正的第一指令,并且,图像处理器104还根据监测结果,利用配准算法计算当前时刻超声图像数据和另一模态图像数据之间新的配准映射关系,并将该新的配准映射关系作为初始配准映射关系,以对后续的实时超声图像数据和另一模态图像数据进行图像融合处理。图像处理器104的具体实现体现在下文关于超声图像与另一模态图像进行融合的方法之中,详细请见下文。此外,图像处理器104视实际硬件设备的需要而可以为一个或多个,其为多个时可以集中或合并执行融合方法中的一个或多个步骤。

[0034] 显示器106用于显示如下图像数据中的一或多种:来自于图像处理器104的超声图像数据、来自另一模态导入接口105的另一模态图像数据、图像融合处理的结果。其中,显示器106可以是触摸屏显示器。当然,超声成像系统10还可以通过外部输入输出端口连接另一个显示器,实现双屏显示系统。此外,本申请中的显示器可以包括一个显示器,也可以包括多个显示器,不限制显示器的数量。显示的超声图像数据(超声图像)可以是显示在一个显示器上,也可以同时显示在多个显示器上,当然也可以是将超声图像的部分分别同步显示在多个显示器上,在此本申请也不作限制。此外,显示器在显示图像的同时还可以提供给用户进行人机交互的图形界面。

[0035] 依据本申请一种实施方式的超声融合成像导航系统,其涉及的超声图像与另一模态图像进行融合的方法包括以下步骤(其中,步骤S100和步骤S200的执行不分先后次序),如图3所示:

[0036] 步骤S100:接收被检查者的另一模态图像数据(在其他实施例中,另一模态图像数据也可以事先存储于系统,此时不需要从外部接收,即此时可省略该步骤S100);

[0037] 步骤S200:利用超声探头向被检查者发射超声波,接收超声回波信号,根据该超声回波信号获得被检查者的超声图像数据,利用设置于超声探头的惯性导航装置获取超声探头的实时姿态信息,其中超声图像数据为四维超声图像数据或具有时间信息的至少一卷三维超声图像数据;

[0038] 步骤S300:利用配准算法,基于另一模态图像数据以及超声图像数据进行初始配准,建立初始配准映射关系;

[0039] 步骤S400:根据初始配准映射关系和超声探头的实时姿态信息,对超声图像数据和另一模态图像数据进行图像融合显示。

[0040] 依据本申请另一种实施方式的超声融合成像导航系统,其涉及的超声图像与另一模态图像进行融合的方法除了包括以上步骤S100~S400外,还包括以下步骤:

[0041] 步骤S500:在进行图像融合时,监测超声探头的移动状态和监测相应时刻的超声图像数据,或者仅监测相应时刻的超声图像数据,输出监测结果,该监测结果包括用于表示

可以对融合进行校正的第一指令；

[0042] 步骤S600:根据监测结果,计算当前时刻超声图像数据和另一模态图像数据之间新的配准映射关系,将该新的配准映射关系作为配准映射关系,对后续的实时超声图像数据和另一模态图像数据进行图像融合显示;由此,不仅可以去除因被检查者的呼吸运动引起的超声图像数据与另一模态图像数据之间的相对位移,而且可以消除惯性导航装置在使用过程中因不同时刻的移动而产生的误差。

[0043] 在以上方法中,考虑到惯性导航装置102的惯性导航原理是,基于对加速度计获得探头的加速度积分来得到目标位移,基于对陀螺仪的角速度积分获得探头相对于初始时刻的角度信息。因此,图像处理器104通过对加速度计和陀螺仪获得的加速度信号和角速度信号,计算出超声探头101的位置方向信息,其中的基本原理是:对角速度信号积分,获得超声探头相对某一初始时刻的角度坐标;基于角度把加速度信号映射到统一坐标空间,然后去掉重力加速度,对加速度积分,获得探头的位置、姿态信息。该原理涉及的具体计算方法在手机地图导航等领域已有较多的披露,且已经有各种通用算法可供参考,本申请对此不作限定,故在此不做详细描述。

[0044] 同时,考虑到市场上很多惯性导航装置设置有磁力计,其可以实时输出目标的地磁坐标系下姿态角和加速度信号,基于此,在本申请的一种具体实现中,超声探头101内可采用这种设置有磁力计的惯性导航装置102,这样,图像处理器104只需要对信号进行简单滤波后积分,就可以获得超声探头101的位移信息。

[0045] 在进行图像融合时,需要寻找一种空间变换以让超声图像数据与另一模态图像数据得以相互映射,使得来源不同的两组图像数据中对应于空间同一位置的点能够一一对应起来,从而达到将信息正确融合的目的。

[0046] 图1示例的超声融合成像导航系统可以通过如图2的空间变换关系,实现超声图像数据与另一模态图像数据之间的图像融合显示,其可采用如下式(1)的公式表示空间变换关系。

$$[0047] \quad X_{Sec} = M \times A^{-1} \times S_0^{-1} \times S_i \times A \times X_{us} \quad (1)$$

[0048] 其中,A是超声空间到惯性导航装置空间的变换矩阵; S_i 表示第*i*时刻惯性导航装置相对于初始*i*=0时惯性导航装置所在坐标系的姿态(映射矩阵), S_i 由时刻 S_0 累积计算而获得; S_0 可以是单位矩阵; X_{us} 表示某一点在超声空间的坐标; X_{Sec} 表示该点在另一模态图像空间的坐标; M 表示初始时刻(S_0)超声空间到另一模态图像空间的映射矩阵。显然,实现超声融合成像导航系统的一个关键在于计算出 M 。

[0049] 对于惯性导航装置包含磁力计的情况,可以实时计算出惯性导航装置相对于地磁坐标系的坐标,即上式(1)中的 S_0 此时可以表示为0时刻惯性导航装置相对于世界坐标系的坐标。

[0050] 公知加速度计和陀螺仪的漂移误差会导致积分过程中的误差大量累积,进而导致计算的位置信息不准确,需要不断地校正;而通过上式(1)可知,在进行融合的过程中,由于是把当前时刻(S_i 时刻)探头获得的图像映射到初始 S_0 时刻,由此可以消除惯性导航装置在使用过程中因不同时刻的移动而产生的误差。

[0051] 在应用超声融合成像导航系统时,特别是对于一些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、旋转及形变会对融合结果产生很大影响,为了消除或

减弱该影响,可以通过校正的方式予以实现。

[0052] 下面通过具体实施例来详细说明本申请的超声融合成像导航系统及其中涉及的超声图像与另一模态图像进行融合的方法。

[0053] 如图4所示,本申请一实施例提供的超声融合成像导航系统所使用的超声图像与另一模态图像进行融合的方法包括如下步骤S10至S61,其中步骤S10和步骤S20的执行不分先后次序。

[0054] 步骤S10:系统接收被检查者的另一模态图像数据。在另一实施例中,另一模态图像数据可以事先存储于系统,此时不需要从外部接收,即此时可省略该步骤S100。

[0055] 步骤S20:获取超声图像数据以及超声探头的实时姿态信息,该步骤通过前述4D探头101得以实现。

[0056] 步骤S30:在S0时刻,利用图像配准算法,对超声图像数据和另一模态图像数据进行初始配准,建立初始配准映射关系。其中,图像配准算法可采用现有的图像处理相关算法实现,例如基于灰度和模板的配准算法、或者基于特征的匹配方法、基于域变换的配准算法,本申请对此不作限制。

[0057] 步骤S40:基于初始配准映射关系,对超声图像数据和另一模态图像数据(例如CT图像)进行融合并显示。其中,融合可采用前述的空间变换关系,将 S_i 时刻的图像空间映射到S0时刻的图像空间,由此可以消除惯性导航装置在使用过程中因不同时刻的移动而产生的误差。

[0058] 步骤S50:在 S_i 时刻,通过设置于超声探头的惯性导航装置,得到超声探头的实时姿态信息,监测超声探头的移动状态和相应时刻的超声图像数据,输出监测结果,监测结果包括用于表示可以对融合进行校正的第一指令。其中,通过惯性导航装置来得到超声探头的实时姿态信息的实现,如前述,采用现有相关方式实现。

[0059] 在一个示例中,对相应时刻超声图像数据的监测,可以是根据探头当前时刻获得的超声图像数据的图像特征,判断图像特征是否处于预设特征范围内,当判断出图像特征处于预设特征范围内,则输出监测结果。其中,图像特征可以是例如图像灰度、纹理、直方图、矩、主成分等等,而预设特征范围则是对应的特征范围值,例如预设的灰度值范围等,其可以根据经验值或实验值预先设置。

[0060] 在再一个示例中,对超声探头的移动状态的监测,可以是利用惯性导航装置实时监测探头的移动,并判断该移动是否处于预设移动范围,当判断出该移动处于预设移动范围,则输出含第一指令的监测结果。其中,预设移动范围包括探头不动或者轻微移动,该轻微移动可以是使得探头在一定幅度范围内的移动或晃动所成像得到的超声图像处于相关领域的使用者可接受的范围。具体实现时,判断探头的移动是否处于预设移动范围可以是根据相邻两个时相探头位置的差或其绝对值进行判断,或者是根据多个时相中探头的方位差进行判断,如果这些差值位于预设范围(其可以根据经验值预先设置),则表示探头的移动处于预设移动范围。

[0061] 在另一示例中,对超声探头的移动状态的监测,则是根据获得的超声图像数据进行判断,具体而言,是根据探头当前时刻获得的超声图像数据的图像特征,判断图像特征是否处于预设特征范围内,当判断出图像特征处于预设特征范围内,则确定探头当前正在获取正常组织图像,输出监测结果。其中,类似前述对超声图像数据的监测,图像特征可以是

例如图像灰度、纹理、直方图、矩、主成分等等,而预设特征范围则是对应的特征范围值,例如预设的灰度值范围等,其可以根据经验值或实验值预先设置。

[0062] 在又一示例中,对超声探头的移动状态的监测,是根据相邻时刻两卷超声图像数据中的图像相关性进行判断,当判断出相邻时刻两卷超声图像数据的图像相关性差异在预设范围之内,输出所述监测结果。其中,相邻两卷超声图像的图像相关性的计算及判断可采用现有数字图像处理相关技术实现,例如基于直方图比较、基于熵比较、基于相关系数比较等等算法,预设范围则对应着所采用的算法的范围值,其可以根据经验值或实验值预先设置。

[0063] 步骤S60和步骤S61:利用配准算法计算当前时刻超声图像和另一模态图像数据之间的新的配准映射关系,将该配准映射关系作为初始配准映射关系,基于该初始配准映射关系,对超声图像数据和另一模态图像数据进行融合并显示,其中,是结合探头的实时姿态信息而将 S_i 映射到 S_0 进行融合。

[0064] 在一个示例中,在计算出新的配准映射关系的同时,计算当前时刻超声图像数据和另一模态图像数据之间的相似性,并确定计算出的相似性是否符合预设度量指标,在确定出相似性符合预设度量指标时,确定建立该新的配准映射关系,即将该新的配准映射关系作为初始配准映射关系,在确定出相似性不符合预设度量指标时,所输出的新的配准映射关系仍为原来的初始配准映射关系。其中,当前时刻超声图像数据和另一模态图像数据之间的相似度的计算,可采用现有数字图像处理相关算法实现,例如尺度不变特征变换匹配(Scale invariant Feature Transform, SIFT)算法、直方图距离、哈希算法等等;预设度量指标则是对应所采用的相应的相似度量算法的经验值或实验值。

[0065] 上述方法步骤S10~S61通过惯性导航装置中的加速度计,可以实时监测当前探头是否移动,在探头不动或者轻微移动时,采用配准算法对超声图像和另一模态图像的当前图像融合结果进行校正,从而校正了人体呼吸导致的超声图像与另一模态图像之间的不匹配,且因不断地将 S_i 时刻映射到初始 S_0 时刻,消除了惯性导航装置在使用过程中因不同时刻的移动而产生的误差,每一次成功自动配准可以作为新的 S_0 时刻。通过实时监测探头的移动状态以及实时监测的超声图像数据,可以监测到探头是否在正常打图,即探头没有在人体表面获取正常组织图像,如果没有,则停止相关配准计算,如果监测表明探头有正常工作,则进行配准,并基于相似性度量等定义定量指标,确定配准结果是否成功,如果成功,则融合显示。

[0066] 本申请的再一实施例提供的超声融合成像导航系统所使用的超声图像与另一模态图像进行融合的方法仅包括前述步骤S10至S40,此时并未考虑人体呼吸运动的影响,而仅是将 S_i 时刻的图像空间映射到 S_0 时刻的图像空间,由此可以消除惯性导航装置在使用过程中因不同时刻的移动而产生的误差。

[0067] 本申请又一实施例提供的超声融合成像导航系统所使用的超声图像与另一模态图像进行融合的方法同样包括前述步骤S10至S61,不同之处在于,在步骤S50中,仅监测相应时刻的超声图像数据,而不考虑监测超声探头的移动状态。

[0068] 综上,本申请各实施例提出一种结合4D探头和惯性导航装置的超声融合成像导航系统,其需要在目标位置附近采集一段四维体数据电影数据,或者获取一卷三维超声体数据,该体数据中有较清楚的血管等结构信息,并基于超声数据与另一模态如MRI、CT体数据

信息进行自动配准,其中,是基于惯性导航系统和初始配准结果建立实时超声与CT/MRI实时对应关系,即图像融合导航。另外为了矫正呼吸过程中超声与CT/MRI的相对位移,在融合过程中实时监测探头的运动状态,当探头在移动时(即医生在扫查寻找目标位置),基于惯性导航装置进行实时超声与CT/MRI的融合显示。当探头基本不动,或者小范围晃动时(例如医生在观察目标区域),基于惯性导航的实时超声与CT/MRI对应关系,采用自动配准算法进行超声与CT/MRI的位置校正。

[0069] 本文参照了各种示范实施例进行说明。然而,本领域的技术人员将认识到,在不脱离本文范围的情况下,可以对示范性实施例作出改变和修正。例如,各种操作步骤以及用于执行操作步骤的组件,可以根据特定的应用或考虑与系统的操作相关联的任何数量的成本函数以不同的方式实现(例如一个或多个步骤可以被删除、修改或结合到其他步骤中)。

[0070] 另外,如本领域技术人员所理解的,本文的原理可以反映在计算机可读存储介质上的计算机程序产品中,该可读存储介质预装有计算机可读程序代码。任何有形的、非暂时性的计算机可读存储介质皆可被使用,包括磁存储设备(硬盘、软盘等)、光学存储设备(CD-ROM、DVD、Blu Ray盘等)、闪存和/或诸如此类。这些计算机程序指令可被加载到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备上以形成机器,使得这些在计算机上或其他可编程数据处理装置上执行的指令可以生成实现指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可以存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器可以指示计算机或其他可编程数据处理设备以特定的方式运行,这样存储在计算机可读存储器中的指令就可以形成一件制造品,包括实现指定功能的实现装置。计算机程序指令也可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上,从而在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生一个计算机实现的进程,使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令可以提供用于实现指定功能的步骤。

[0071] 虽然在各种实施例中已经示出了本文的原理,但是许多特别适用于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和部件的修改可以在不脱离本披露的原则和范围内使用。以上修改和其他改变或修正将被包含在本文的范围之内。

[0072] 前述具体说明已参照各种事实例进行了描述。然而,本领域技术人员将认识到,可以在不脱离本披露的范围的情况下进行各种修正和改变。因此,对于本披露的考虑将是说明性的而非限制性的意义上的,并且所有这些修改都将被包含在其范围内。同样,有关于各种实施例的优点、其他优点和问题的解决方案已如上所述。然而,益处、优点、问题的解决方案以及任何能产生这些的要素,或使其变的更明确的解决方案都不应被解释为关键的、必需的或必要的。本文中所用的术语“包括”和任何其他变体,皆属于非排他性包含,这样包括要素列表的过程、方法、文章或设备不仅包括这些要素,还包括未明确列出的或不属于该过程、方法、系统、文章或设备的其他要素。此外,本文中所使用的术语“耦合”和其任何其他变体都是指物理连接、电连接、磁连接、光连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

[0073] 具有本领域技术的人将认识到,在不脱离本发明的基本原理的情况下,可以对上述实施例的细节进行许多改变。因此,本发明的范围应根据权利要求确定。

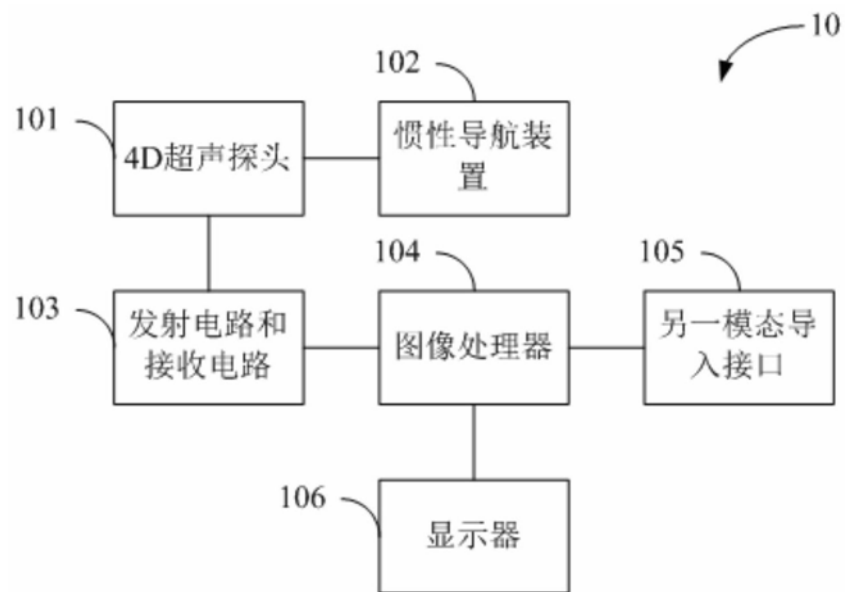


图1

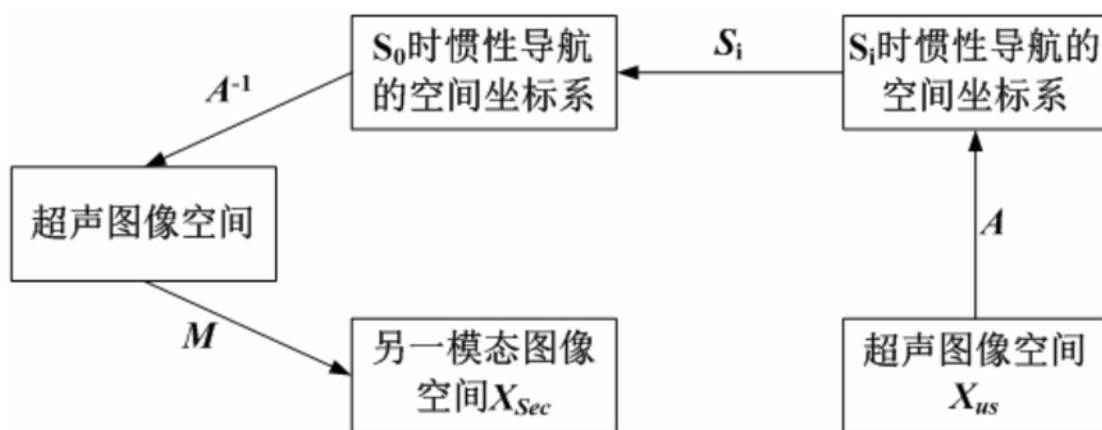


图2

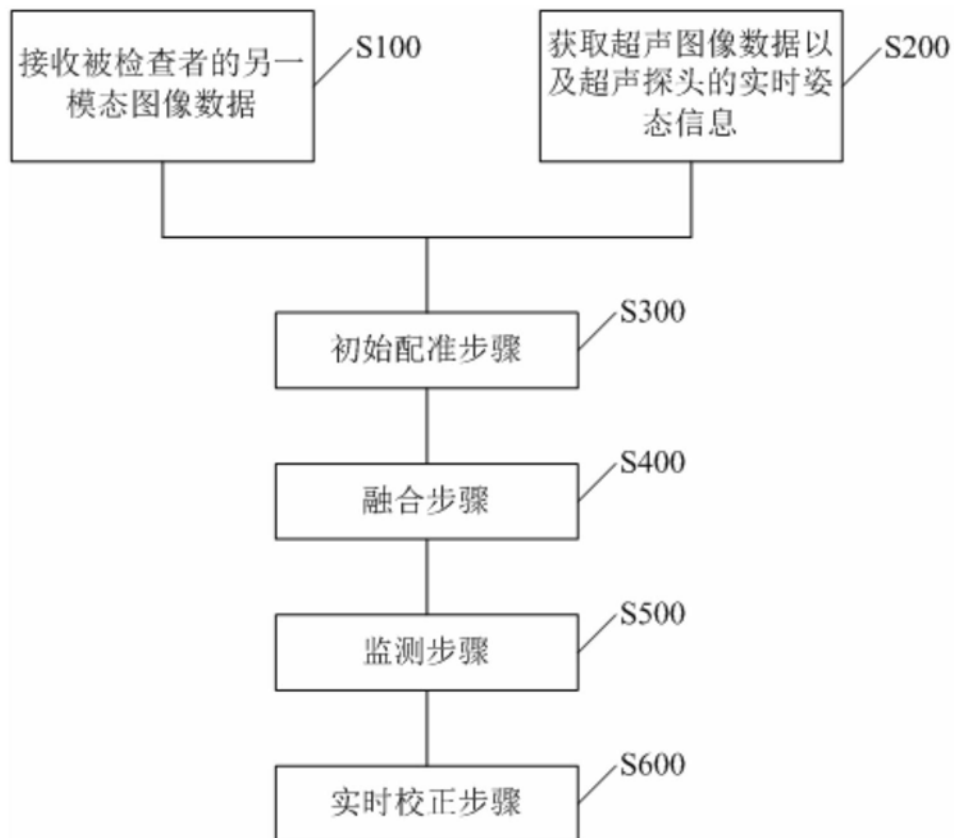


图3

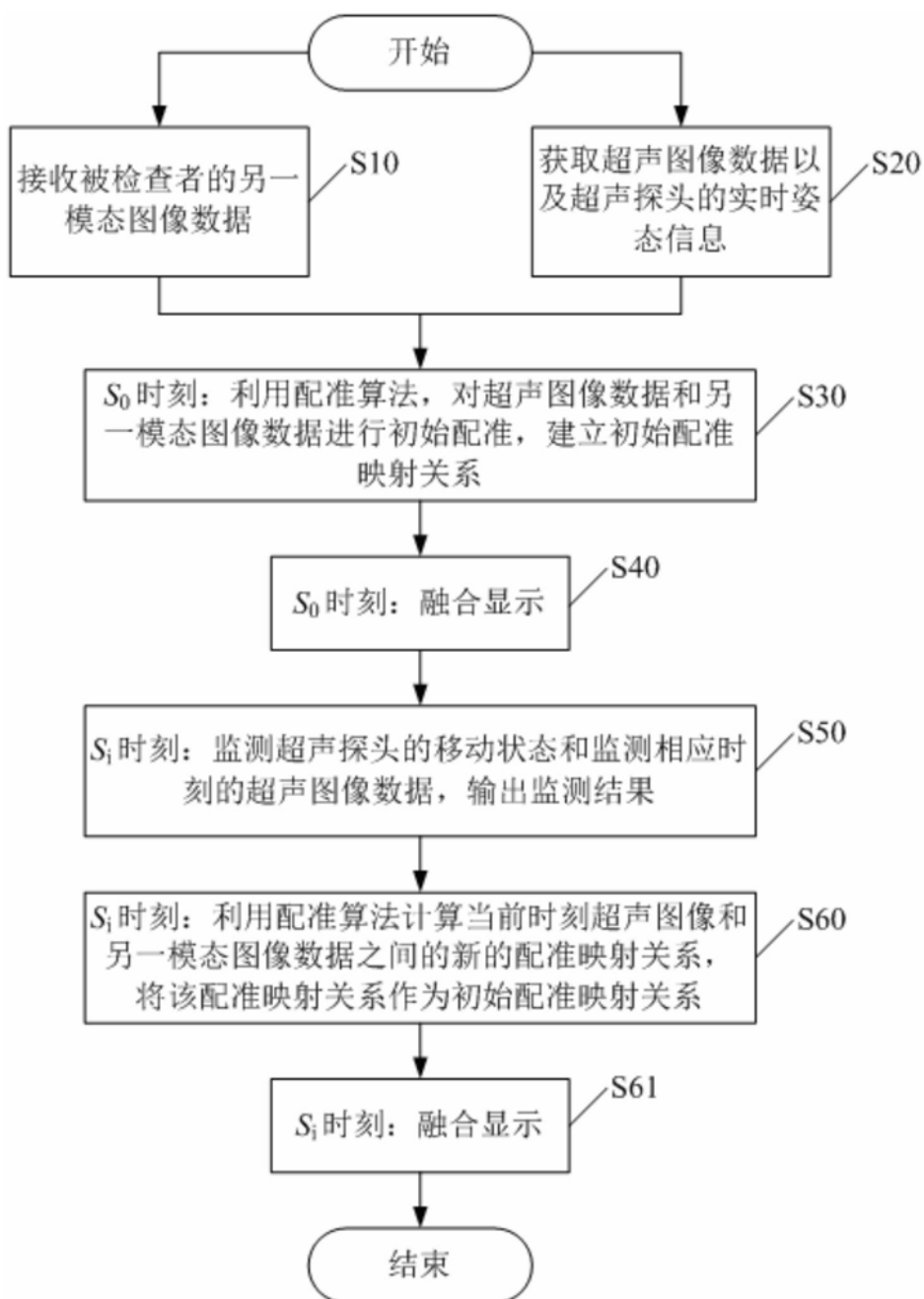


图4

专利名称(译)	超声融合成像方法及超声融合成像导航系统		
公开(公告)号	CN111292277A	公开(公告)日	2020-06-16
申请号	CN201811505067.5	申请日	2018-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
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		
[标]发明人	朱磊 丛龙飞 韩晓涛 王胜利		
发明人	朱磊 丛龙飞 韩晓涛 王胜利		
IPC分类号	G06T5/50 G06T7/20 G06T7/30 G06T7/73 G06T5/00 A61B34/20 A61B8/08 A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种超声融合成像导航系统及其使用的融合方法。方法包括：利用超声探头向被检查者发射超声波，接收超声回波信号，根据超声回波信号获得被检查者的超声图像数据；利用设置于所述超声探头的惯性导航装置，获得所述超声探头的实时姿态信息；将所述超声图像数据与被检查者的另一模态图像数据进行初始配准，建立初始配准映射关系；根据初始配准映射关系和超声探头的实时姿态信息，对超声图像数据和另一模态图像数据进行实时的图像融合显示，并在融合过程中根据对超声探头和超声图像的移动，确定是否需要校正。通过该方法，能够实时地消除探头移动过程中惯性导航装置累积的误差，同时还可消除因被检查者的呼吸运动而导致的误差。

