



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109662719 A

(43)申请公布日 2019.04.23

(21)申请号 201910139509.7

(22)申请日 2019.02.26

(71)申请人 北京医影随行科技有限公司
地址 100142 北京市海淀区西四环北路158号1幢7层A7530号

(72)发明人 安超 薛劲

(51)Int.Cl.

A61B 5/113(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 6/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法

(57)摘要

本发明公开一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法,其中包括电磁定位系统,电磁定位系统包括磁场发生器、系统控制模块、电磁定位传感器、传感器接口模块、探针和靶标,监测方法包括靶标粘贴、CT成像完全、电磁定位、快速算法和绘制曲线图像等步骤。本发明实现了在超声-CT多模态图像融合引导下实现更精准的控制,为医学图像引导下的实时、量化、精准的介入操作或控制提供了技术支持。



1. 一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法,其中包括电磁定位系统,所述电磁定位系统包括磁场发生器、系统控制模块、电磁定位传感器和靶标,其特征在于:所述实时监测方法的具体步骤包括:

(1) 将多个所述靶标粘贴于人体表,至少一个所述靶标粘贴于胸口剑突,至少一个所述靶标粘贴于腹部肚脐附近;

(2) 人体携带靶标进行腹部的平扫CT,保证多个所述靶标在人体腹部CT图像中成像完全,利用SIFT特征点识别算法提取CT图像中多个所述靶标上的一组图像特征点集,简记为 $P_f \in R^3$;

(3) 人体以平扫CT时同一体位躺在手术床上,并在多个所述靶标上分别安装所述电磁定位传感器,

(4) 根据电磁定位原理,计算多个所述靶标上对应于图像特征点集 P_f 中每个特征点的磁场坐标位置,得到磁场特征点集,简记为 $P_m \in R^3$,不同于图像特征点集,由于呼吸运动,磁场特征点集中所有特征点的坐标随着呼吸运动进行周期性地变化,为一实时的特征点集;

(5) 利用快速ICP算法将每一时刻的磁场特征点集 P_m 与图像特征点集 P_f 进行配准,计算得到实时的配准误差RMS,其计算公式为:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \|P_f(i) - P_m(i)\|^2}{n}}$$

式中, n 表示特征点的数量, P_m 表示经过配准之后的磁场特征点集;

(6) 记录每一时刻的配准误差,绘制配准误差RMS随着时间 t 变化的曲线图像,所述曲线图像能够实时反映人体的呼吸运动。

2. 根据权利要求1所述的一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法,其特征在于:配准误差RMS随着人体均匀呼吸呈现周期性的变化。

3. 根据权利要求1所述的一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法,其特征在于:所述曲线图像的波谷表示呼吸运动的相位与平扫CT时的呼吸相位相同。

4. 根据权利要求1所述的一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法,其特征在于:所述电磁定位系统还包括传感器接口模块和探针。

一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学影像技术领域,具体涉及一种呼吸运动实时监测方法。

背景技术

[0002] 影像引导下介入微创手术主要依靠对特定靶区的精准定位,呼吸运动引起术中脏器位移可能会造成定位错误,容易损伤周围健康器官。一般脏器生理学运动在腹部常见,主要包括肝脏、肾脏和脾脏,具有运动幅度较大,速度快的特点。超声引导下的微波消融,原则上要求超声探头位置不变,医生可以根据自身判断调整穿刺路径,微波天线经皮通过腹腔最终进入肝脏内。在穿刺过程中,穿刺角度根据超声引导线方向调整,穿刺深度在超声实时监测下不断增加直至进入肿瘤内部。在此过程中,肿瘤伴随呼吸运动发生近似周期性位移,目前的临床经验穿刺法极大考验病人耐受性,对医生经验提出很高要求。

[0003] 目前常用的影像融合方式包括超声-CT,超声-MRI以及PET-CT/PET-MRI等方式,超声二维影像空间分辨力低,对气体、骨骼显示不清;而CT影像空间分辨力高,不受气体影响,对骨骼显示敏感,可以通过三维重构显示器官和病灶的三维立体信息,但CT设备因为辐射和成像原理较难实现穿刺过程中的实时扫查。为了纠正呼吸运动引起靶区病灶的位移,目前出现很多方式包括呼吸门控法和导航回声技术,呼吸门控法如图1所示,然而这些方法主要用于在CT/MR等医学图像获取和重建过程中去除伪影和模糊现象,目前国内关于术中实时监测人体呼吸运动的研究较少。

[0004] 中国发明专利CN105069785B公开了一种心脏图像序列的回顾性脱机呼吸门控方法,通过求解稀疏矩阵的特征值,对由图像中所有像素的灰度值组成的矩阵进行分析,得到心脏图像序列中的呼吸运动信息。

[0005] 中国发明专利CN104739418B公开了一种基于立体视觉的呼吸门控系统及其控制方法,利用立体视觉测量单元实时跟踪定位靶标,获取三维坐标序列,数据分析单元对坐标序列处理,获得呼吸运动曲线,并在设定的阈值处产生呼吸门控信号。

[0006] 中国发明专利CN102824175A公开了一种呼吸门控信号获取装置及方法,通过简单的硬件电路来实现呼吸门控信号的获取。

[0007] 中国发明专利CN101305921B公开了一种实现CT呼吸门控的方法及装置,在CT扫描的同时控制呼吸监控RPM设备采集呼吸信号,在CT完成扫描后从RPM设备导入CT呼吸门控的呼吸信号,利用CT中预先设置重建信息与不同呼吸信号的对应关系,将该呼吸信号转换为重建信息,并利用获得的重建信息对扫描图像进行后期重建。

[0008] 目前呼吸门控方式大都是针对影像引导下介入治疗进行研究的,尚未出现一种辅助机器人导航穿刺的呼吸门控方式,或者求取方式过于复杂,无法直接有效地获取关键点,在实际操作中很难实时获取结果得到指导,或者得到的参数不稳定或者依赖于多种设备和信号,成本较高。

发明内容

[0009] 本发明为一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法,是一种基于电磁定位的实时监测人体呼吸运动的方法,为医学影像引导下的精准的介入操作提供技术支持。

[0010] 本发明所采用的技术方案如下:

[0011] 一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法,其中包括电磁定位系统,所述电磁定位系统包括磁场发生器、系统控制模块、电磁定位传感器和靶标,其特征在于:所述实时监测方法的具体步骤包括:

[0012] (1) 将多个所述靶标粘贴于人体表,至少一个所述靶标粘贴于胸口剑突,至少一个所述靶标粘贴于腹部肚脐附近;

[0013] (2) 人体携带靶标进行腹部的平扫CT,保证多个所述靶标在人体腹部CT图像中成像完全,利用SIFT特征点识别算法提取CT图像中多个所述靶标上的一组图像特征点集,简记为 $P_f \in R^3$;

[0014] (3) 人体以平扫CT时同一体位躺在手术床上,并在多个所述靶标上分别安装所述电磁定位传感器,

[0015] (4) 根据电磁定位原理,计算多个所述靶标上对应于图像特征点集 P_f 中每个特征点的磁场坐标位置,得到磁场特征点集,简记为 $P_m \in R^3$,不同于图像特征点集,由于呼吸运动,磁场特征点集中所有特征点的坐标随着呼吸运动进行周期性地变化,为一实时的特征点集;

[0016] (5) 利用快速ICP算法将每一时刻的磁场特征点集 P_m 与图像特征点集 P_f 进行配准,计算得到实时的配准误差RMS,其计算公式为:

$$[0017] \quad \text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \|P_f(i) - P_m(i)\|^2}{n}}$$

[0018] 式中, n 表示特征点的数量, P_m 表示经过配准之后的磁场特征点集;

[0019] (6) 记录每一时刻的配准误差,绘制配准误差RMS随着时间 t 变化的曲线图像,所述曲线图像能够实时反映人体的呼吸运动。

[0020] 技术方案进一步在于:配准误差RMS随着人体均匀呼吸呈现周期性的变化。

[0021] 技术方案进一步在于:所述曲线图像的波谷表示呼吸运动的相位与平扫CT时的呼吸相位相同。

[0022] 技术方案进一步在于:所述电磁定位系统还包括传感器接口模块和探针。

[0023] 本发明与现有技术相比,具有如下的优点和有益效果:

[0024] 本发明基于电磁定位系统,通过实时计算多组特征点集的配准误差,实现了一种实时监测人体呼吸运动的方法,在超声-CT多模态图像融合引导下实现更精准的控制,填补了国内外关于实时监测人体呼吸运动研究方法的空白,为医学图像引导下的实时、量化、精准的介入操作或控制提供了技术支持。

附图说明

[0025] 此处所说明的附图用来提供对本发明实施例的进一步理解,构成本发明的一部

分,并不构成对本发明实施例的限定。

[0026] 图1传统呼吸门控法曲线示意图;

[0027] 图2本发明配准误差RMS随时间t变化的图像。

具体实施方式

[0028] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,下面结合实施例和附图,对本发明作进一步的详细说明,本发明的示意性实施方式及其说明仅用于解释本发明,并不作为对本发明的限定。

[0029] 传统的呼吸门控法,参见图1,图像信号仅在呼吸相位处于呼气末阶段附近的预定义窗口时才进行采集。

[0030] 实施例1

[0031] 电磁定位系统:NDI Aurora电磁定位系统,磁场发生器可以准确读取在磁场范围内电磁定位传感器的位姿信息。电磁定位传感器在磁场坐标系内被识别为6自由度的刚体,表示为传感器自身坐标系的原点在磁场坐标系下的坐标和姿态的四元数。电磁定位系统包括磁场发生器、系统控制模块、电磁定位传感器、传感器接口模块、探针和靶标。

[0032] 具体方法步骤如下:

[0033] (1) 将2个靶标粘贴于体表,一个粘贴于胸口剑突,另一个粘贴于腹部肚脐附近;

[0034] (2) 携带靶标进行腹部的平扫CT,保证2个靶标在腹部CT图像中成像完全,利用SIFT特征点识别算法提取CT图像中2个靶标上的一组图像特征点集,简记为 $P_f \in \mathbb{R}^3$;

[0035] (3) 以平扫CT时同一体位躺下,并在2个靶标上分别安装电磁定位传感器;

[0036] (4) 根据电磁定位原理,计算2个靶标上对应于图像特征点集 P_f 中每个特征点的磁场坐标位置,得到磁场特征点集,简记为 $P_m \in \mathbb{R}^3$,不同于图像特征点集,由于呼吸运动,磁场特征点集中所有特征点的坐标随着呼吸运动进行周期性地变化,为一实时的特征点集;

[0037] (5) 利用快速ICP算法将每一时刻的磁场特征点集 P_m 与图像特征点集 P_f 进行配准,计算得到实时的配准误差RMS,其计算公式为:

$$[0038] \quad \text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \|P_f(i) - P_m(i)\|^2}{n}}$$

[0039] 式中,n表示特征点的数量, P_m 表示经过配准之后的磁场特征点集;

[0040] (6) 记录每一时刻的配准误差,绘制配准误差RMS随着时间t变化的曲线图像,曲线图像能够实时反映人体的呼吸运动。

[0041] 绘制的配准误差RMS随时间t变化的图像如图2所示,可以看到配准误差RMS随着人体的均匀呼吸呈现周期性的变化,与传统的呼吸门控法不同,曲线的波谷并不代表人体的呼气末阶段,而是代表此时人体呼吸运动的相位与平扫CT时的呼吸相位相同,此时人体的术中超声图像与术前CT图像的融合精度最高,在此时进行靶点穿刺误差最小。

[0042] 本发明基于电磁定位系统,通过实时计算2组特征点集的配准误差,实现了一种实时监测人体呼吸运动的方法,实现在超声-CT多模态图像融合引导下更精准的控制或操作,填补了国内外关于实时监测人体呼吸运动研究方法的空白,为医学图像引导下的精准的介入提供了技术支持。

[0043] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

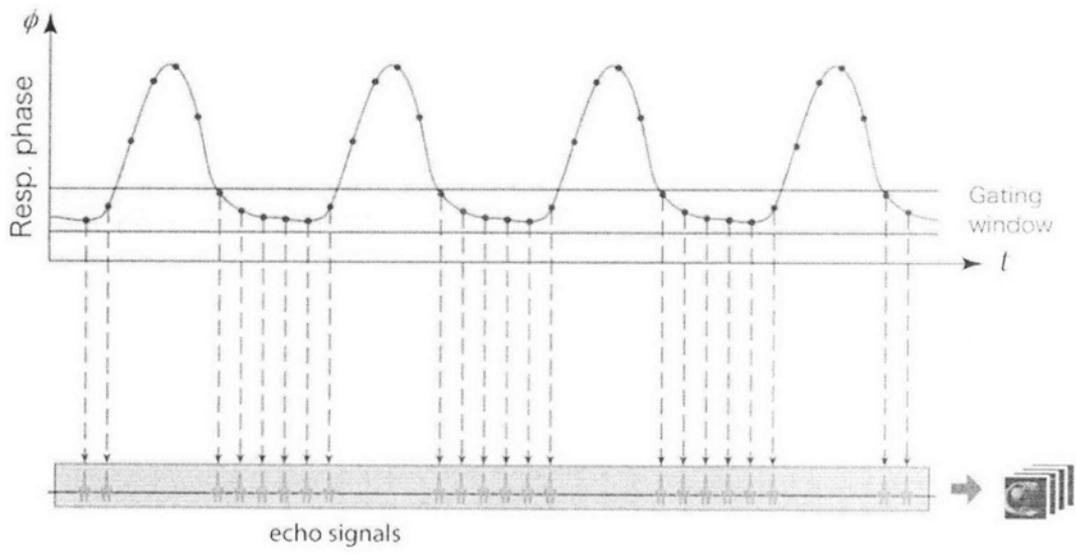


图1

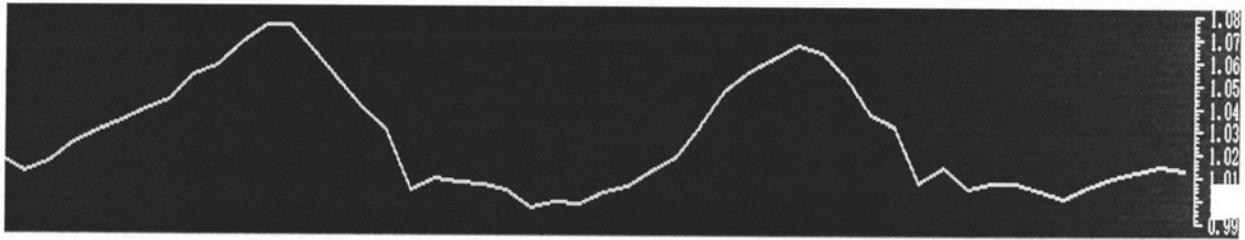


图2

专利名称(译)	一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法		
公开(公告)号	CN109662719A	公开(公告)日	2019-04-23
申请号	CN201910139509.7	申请日	2019-02-26
[标]发明人	安超 薛劲		
发明人	安超 薛劲		
IPC分类号	A61B5/113 A61B8/00 A61B6/00		
CPC分类号	A61B5/113 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/4416		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种超声-CT多模态图像融合呼吸运动实时监测方法，其中包括电磁定位系统，电磁定位系统包括磁场发生器、系统控制模块、电磁定位传感器、传感器接口模块、探针和靶标，监测方法包括靶标粘贴、CT成像完全、电磁定位、快速算法和绘制曲线图像等步骤。本发明实现了在超声-CT多模态图像融合引导下实现更精准的控制，为医学图像引导下的实时、量化、精准的介入操作或控制提供了技术支持。

