



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107714082 A

(43)申请公布日 2018.02.23

(21)申请号 201710788695.8

(22)申请日 2017.09.04

(71)申请人 北京航空航天大学
地址 100191 北京市海淀区学院路37号

(72)发明人 王利峰 王田苗 胡磊 郭娜
刘洪澎 韩仲浩 杨标

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

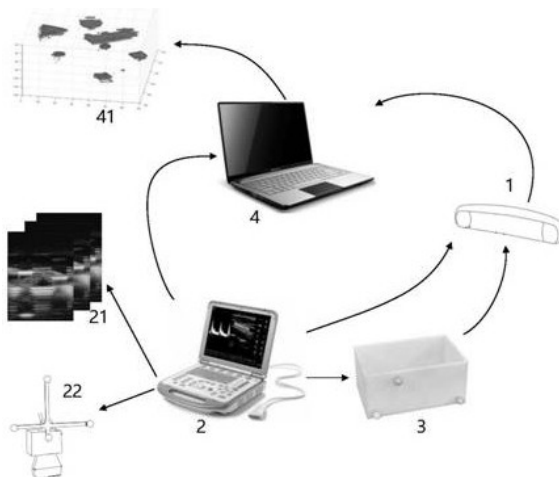
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法

(57)摘要

本发明涉及医学领域,尤其涉及一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法。一种基于光学定位的超声探头标定装置由视觉跟踪设备、超声采集设备、标定器、计算机构成。超声探头上固定有跟踪识别标志Marker1;标定器是一个底部有多个高度不同棱台的水槽,其一侧有跟踪识别标志Marker2。基于光学定位的超声探头标定方法是将超声探头采集的标定器超声图像进行分割提取标定器底部图像轮廓,根据视觉跟踪设备同步获取Marker1及Marker2的坐标以及相关位置关系,建立超声图像与视觉的空间位置关系,通过一致点漂移算法进行点云配准,实现超声图像像素点到三维空间的坐标转换。本发明可以提高二维超声图像信息转换到三维空间的精度,为基于超声图像的手术导航系统提供依据。



1. 一种基于光学定位的超声探头标定装置,其特征在于,

由视觉跟踪设备(1)、超声采集设备(2)、标定器(3)、计算机(4)构成;

所述的超声设备(2)的超声探头(22)上固定有可以被所述的视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker1;

所述的标定器(3)是一个底部有多个高度不同棱台的水槽,其一侧有可以被所述的视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker2;

所述的计算(4)上安装有超声探头标定软件。

2. 一种基于光学定位的超声探头标定方法,其特征在于,在超声探头(22)上固定可以被视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker1,超声探头扫描标定器(3)采集超声图像(21),视觉跟踪设备(1)同步获取采集过程中超声探头(22)Marker1的坐标以及标定器(3)的Marker2,对超声图像(21)进行分割提取标定器(3)的底部图像轮廓,根据超声探头(22)与Marker1的空间位置关系以及超声图像(21)与标定器(3)的关系,建立超声图像与视觉的空间位置关系,通过一致点漂移CPD算法进行点云配准(41),实现超声图像像素点到三维空间的坐标转换。

3. 根据权利要求2,一种基于光学定位的超声探头标定方法,其特征在于,所述的二维超声图像像素与三维空间间转换关系模型如下:

$$P_W = T_W^P \cdot T_P^I \cdot P_I$$

其中, P_I ——超声图像中的像素坐标

P_W ——世界坐标下的三维坐标

T_P^I ——图像坐标系到探头坐标系转换矩阵

T_W^P ——探头坐标系到世界坐标系的转换矩阵

在图像的坐标系中,像素坐标表示为 $P_x = (u, v, 1)$, u 和 v 分别是图像像素的列和行序号

$$T_W^P = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2q_1q_2 + 2q_3q_4 & 2q_1q_3 - 2q_2q_4 & x \\ 2q_1q_2 - 2q_3q_4 & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2q_2q_3 + 2q_1q_4 & y \\ 2q_1q_3 + 2q_2q_4 & 2q_2q_3 - 2q_1q_4 & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

其中, (x, y, z) 、 $q_0+q_1i+q_2j+q_3k$ 分别为视觉跟踪系统得到探头三维位移和以四元数表示的姿态

$$T_P^I = \begin{pmatrix} I_{x1} & I_{y1} & I_{o1} \\ I_{x2} & I_{y2} & I_{o2} \\ I_{x3} & I_{y3} & I_{o3} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

4. 根据权利要求2,一种基于光学定位的超声探头标定方法,其特征在于,所述的一致点漂移CPD算法如下:

所述的超声探头标定装置的标准模型点云记为 $Y = (y_1, y_2, \dots, y_M)^T$ 所述的超声探头扫描得到的点云记为 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)^T$,

其中, Y 是一个M行3列的矩阵

X 是一个N行3列的矩阵

最优的仿射变换参数 $\{B, t\}$,使得

$$E(\sigma^2, B, t) = -\sum_{n=1}^N \log \sum_{m=1}^{M+1} \frac{1}{M} (Bx_m + t | m) \text{ 最小。}$$

5. 根据权利要求1, 一种基于光学定位的超声探头标定装置, 其特征在于, 所述的计算机(4)上安装的标定软件具有以下功能:

- 1) 采集超声图像;
- 2) 采集视觉跟踪设备获取的标志坐标;
- 3) 对超声图像进行分割处理, 提取轮廓;
- 4) 基于一致点漂移CPD的点云配准;
- 5) 超声探头与三维空间关系换算。

一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学领域,尤其涉及一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法。

背景技术

[0002] 与CT、MRI图像相比,超声图像具有采集时间短、无电离辐射、经济方便、可实时成像等优点,成为临床必不可少的诊断和治疗方法。然而,如果想更准确地了解病灶结构时,传统的二维超声就不能很好地满足临床要求。由于传统的B型超声成像系统仅提供人体断面的二维图像,临床医生只能凭经验在大脑里重构出病灶的三维结构,这对医生的经验和技能要求很高,人为因素对手术的影响较大,不同的医生可能有不同的手术效果。同时也不利于超声辅助下的手术导航。

[0003] 与传统的二维超声图像相比,三维超声能显示病灶的三维形态及其与周围组织器官的空间位置关系,成为二维超声的重要辅助手段。但是目前市场上的三维超声基本都是基于二维面阵探头的三维彩超,只能为一些复杂声像结构的判断提供了辅助信息,并对某些病变的诊断起到二维超声无法替代的作用。但是并不能像CT或MRI那样提供准确的3D器官分割信息,因此尚不可能完成与3D CT/MRI数据的配准导航工作。

发明内容

[0004] 针对以上问题,本发明的目的在于提供一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法,将二维超声图像与3D感应装置跟踪系统相结合,可以实现二维超声图像信息到三维空间的高精度转换,为基于超声图像的手术导航系统提供依据。

[0005] 一种基于光学定位的超声探头标定装置由视觉跟踪设备(1)、超声采集设备(2)、标定器(3)、计算机(4)构成。

[0006] 根据本发明,所述的超声设备(2)的超声探头(22)上固定有可以被所述的视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker1;所述的标定器(3)是一个底部有多个高度不同棱台的水槽,其一侧有可以被所述的视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker2;所述的计算(4)上安装有超声探头标定软件。

[0007] 根据本发明,所述的计算机(4)上安装的标定软件具有以下功能:

[0008] 1) 采集超声图像;

[0009] 2) 采集视觉跟踪设备获取的标志坐标;

[0010] 3) 对超声图像进行分割处理,提取轮廓;

[0011] 4) 基于一致点漂移CPD的点云配准;

[0012] 5) 超声探头与三维空间关系换算。

[0013] 根据本发明,一种基于光学定位的超声探头标定方法是在超声探头(22)上固定可以被视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker1,超声探头扫描标定器(3)采集超声图像(21),视觉跟踪设备(1)同步获取采集过程中超声探头(22)Marker1的坐标以及标定器(3)的Marker2,对超声图像(21)进行分割提取标定器(3)的底部图像轮廓,根据超声探头(22)与

Marker1的空间位置关系以及超声图像(21)与标定器(3)的关系,建立超声图像与视觉的空间位置关系,通过一致点漂移CPD算法进行点云配准(41),实现超声图像像素点到三维空间的坐标转换。

[0014] 根据本发明,所述的二维超声图像像素与三维空间转换关系模型如下:

$$[0015] \quad P_w = T_w^P \cdot T_P^I \cdot P_I$$

[0016] 其中, P_I ——超声图像中的像素坐标

[0017] P_w ——世界坐标下的三维坐标

[0018] T_P^I ——图像坐标系到探头坐标系转换矩阵

[0019] T_w^P ——探头坐标系到世界坐标系的转换矩阵

[0020] 在图像的坐标系中,像素坐标表示为 $P_x = (u, v, 1)$, u 和 v 分别是图像像素的列和行序号

$$[0021] \quad T_w^P = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2q_1q_2 + 2q_3q_4 & 2q_1q_3 - 2q_2q_4 & x \\ 2q_1q_2 - 2q_3q_4 & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2q_2q_3 + 2q_1q_4 & y \\ 2q_1q_3 + 2q_2q_4 & 2q_2q_3 - 2q_1q_4 & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0022] 其中, (x, y, z) 、 $q_0+q_1i+q_2j+q_3k$ 分别为视觉跟踪系统得到探头三维位移和以四元数表示的姿态

$$[0023] \quad T_P^I = \begin{pmatrix} I_{x1} & I_{y1} & I_{o1} \\ I_{x2} & I_{y2} & I_{o2} \\ I_{x3} & I_{y3} & I_{o3} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0024] 根据本发明,所述的一致点漂移CPD算法如下:

[0025] 所述的超声探头标定装置的标准模型点云记为 $Y = (y_1, y_2, \dots, y_M)^T$

[0026] 所述的超声探头扫描得到的点云记为 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)^T$,

[0027] 其中, Y 是一个 M 行3列的矩阵

[0028] X 是一个 N 行3列的矩阵

[0029] 最优的仿射变换参数 $\{B, t\}$,使得 $E(\sigma^2, B, t) = -\sum_{n=1}^N \log \sum_{m=1}^{M+1} \frac{1}{M} (Bx_m + t | m)$ 最小

[0030] 相比于现有技术,本发明的有益效果为:

[0031] 本发明提供了一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法,可以消除超声伪影的影响,提高二维超声图像信息转换到三维空间的精度,为基于超声图像的手术导航系统提供依据。

附图说明

[0032] 图1是一种基于光学定位的超声探头标定装置

[0033] 图2是一种基于光学定位的超声探头标定原理图

[0034] 图3是一种基于光学定位的超声探头标定流程图

[0035] 图4是一种超声探头标定装置

[0036] 图中,1-视觉跟踪设备,2-超声采集设备

- [0037] 3-标定器,4-计算机
 [0038] 21-超声探头,22-超声图像
 [0039] 41-点云配准结果

具体实施方式

[0040] 下面结合附图对本发明具体实施方式进行了描述。

[0041] 参照图1,本发明的基于光学定位的超声探头标定装置由视觉跟踪设备(1)、超声采集设备(2)、标定器(3)、计算机(4)构成。

[0042] 参照图1,超声设备(2)的超声探头(22)上固定有可以被所述的视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker1,。

[0043] 参照图4,标定器(3)是一个底部有多个高度不同棱台的水槽,其一侧有可以被所述的视觉跟踪设备(1)识别的标志Marker2。

[0044] 所述的计算机(4)可以采集超声设备(2)扫描的超声图像以及视觉跟踪设备(1)获取的Marker1、Marker2坐标。

[0045] 在本实施实例中,视觉跟踪设备选择加拿大nDigital公司的Polaris Spectra NDI光学跟踪系统,Marker1与Marker2都是由荧光小球构成的几何图像。若采用其他设备,Marker1、Marker2的形状或颜色特性会不同。

[0046] 参照图2,一种基于光学定位的超声探头标定装置按照以下步骤实施:

[0047] S1.环境准备:标定器(3)中注水,将计算机(4)与视觉跟踪设备(1)、超声设备(2)分别连接好;

[0048] S2.采集数据:拿超声探头(22)扫描标定器(3)的底部,计算机(4)采集超声设备(2)扫描的序列超声图像(21)以及视觉跟踪设备(1)获取的Marker1、Marker2坐标;

[0049] S3.表面提取:计算机(4)上的标定软件对超声图像(21)进行图像分割处理,获取标定器(3)底部的点云;

[0050] S4.点云配准:计算机(4)上的标定软件将超声图像获取的标定器(3)底部的点云数据与标定器(3)模型点云进行基于一致点漂移的CPD配准;

[0051] S5.转换矩阵输出:计算机(4)上的标定软件根据转换模型,输出二维超声图像像素到三维空间转换矩阵。

[0052] 参照图3,二维超声图像像素与三维空间间转换关系模型如下:

$$[0053] \quad P_w = T_w^p \cdot T_p^i \cdot P_i$$

[0054] 其中, P_i ——超声图像中的像素坐标

[0055] P_w ——世界坐标下的三维坐标

[0056] T_p^i ——图像坐标系到探头坐标系转换矩阵

[0057] T_w^p ——探头坐标系到世界坐标系的转换矩阵

[0058] 在图像的坐标系中,像素坐标表示为 $P_x = (u, v, 1)$, u 和 v 分别是图像像素的列和行序号

$$[0059] \quad T_W^P = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2q_1q_2 + 2q_3q_4 & 2q_1q_3 - 2q_2q_4 & x \\ 2q_1q_2 - 2q_3q_4 & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2q_2q_3 + 2q_1q_4 & y \\ 2q_1q_3 + 2q_2q_4 & 2q_2q_3 - 2q_1q_4 & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0060] 其中, (x, y, z) 、 $q_0 + q_1i + q_2j + q_3k$ 分别为视觉跟踪系统得到探头三维位移和以四元数表示的姿态

$$[0061] \quad T_P^I = \begin{pmatrix} I_{x1} & I_{y1} & I_{o1} \\ I_{x2} & I_{y2} & I_{o2} \\ I_{x3} & I_{y3} & I_{o3} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0062] 本发明提供的一致点漂移CPD算法如下:

[0063] 超声探头标定装置的标准模型点云记为 $Y = (y_1, y_2, \dots, y_M)^T$

[0064] 超声探头扫描得到的点云记为 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)^T$,

[0065] 其中, Y 是一个 M 行 3 列的矩阵

[0066] X 是一个 N 行 3 列的矩阵

[0067] 最优的仿射变换参数 $\{B, t\}$, 使得 $E(\sigma^2, B, t) = -\sum_{n=1}^N \log \sum_{m=1}^{M+1} \frac{1}{M} (Bx_m + t | m)$ 最小 CPD 算

法技术步骤如下:

[0068] 1) 使用一组参数求出变量的期望,

[0069] 2) 使用期望值对参数进行极大似然估计, 极大似然估计步骤中的目标函数为

$$[0070] \quad Q(\sigma^2, B, t) = \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{m,n=1}^{M,N} P^{oid}(m|x_n) \|x_n - (By_m + t)\|^2 + \frac{3}{2} N \log \sigma^2$$

[0071] 以上仅为本发明的优选实施例而已, 并不用于限制本发明, 对于本领域的技术人员来说, 本发明可以有各种更改和变化。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。

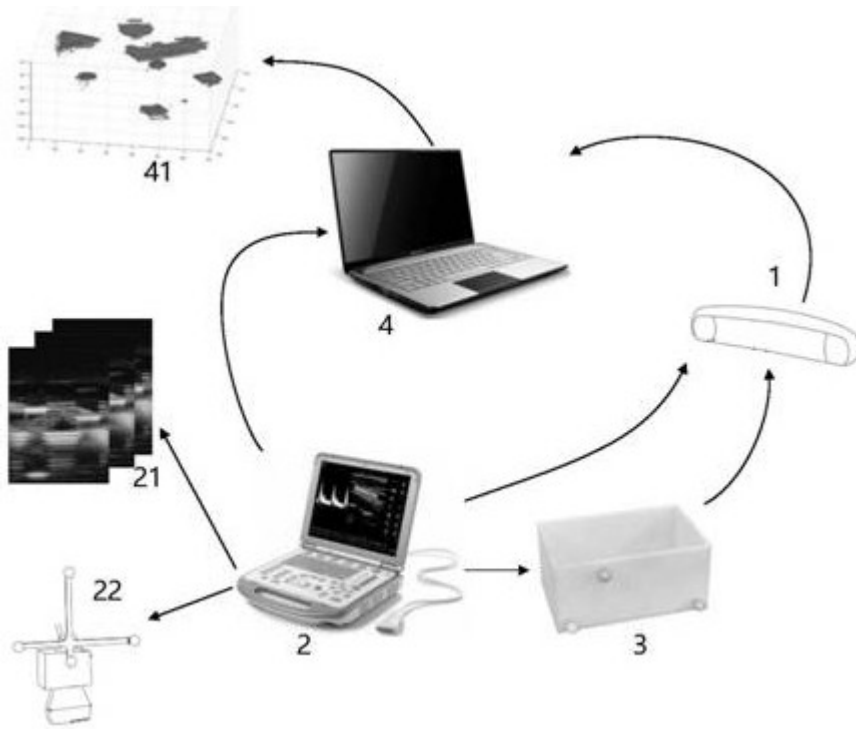


图1

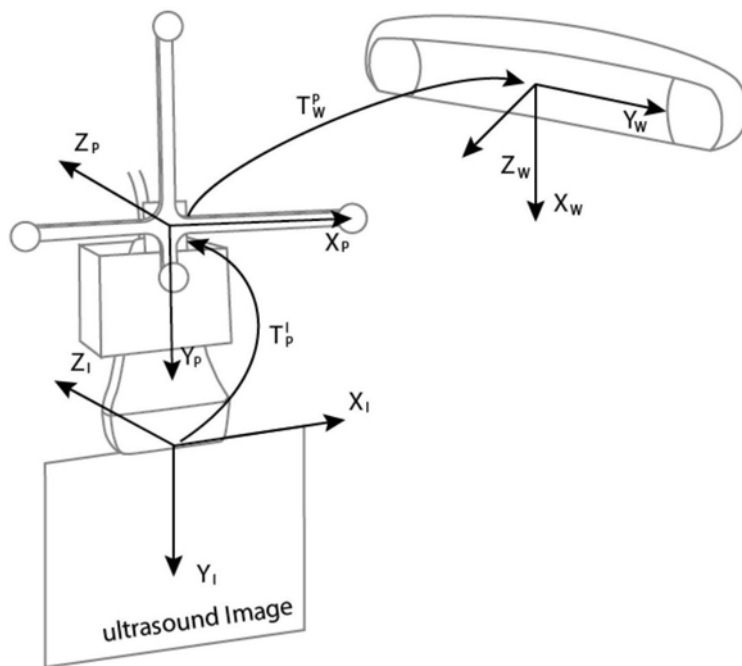


图2

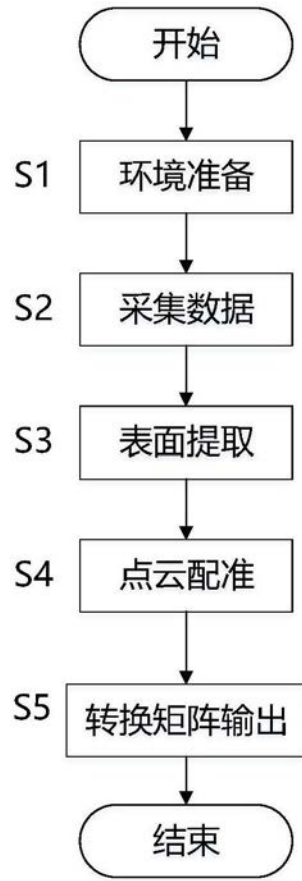


图3

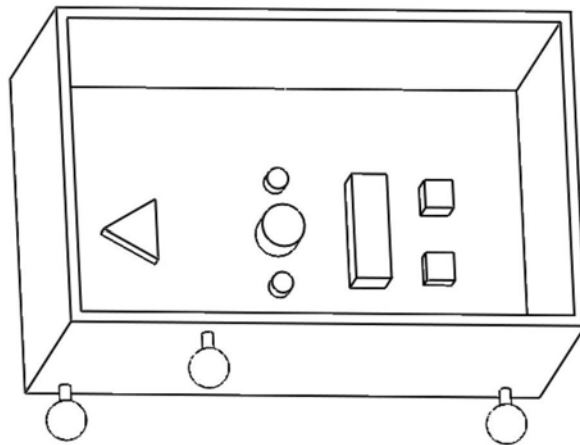


图4

专利名称(译)	一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法		
公开(公告)号	CN107714082A	公开(公告)日	2018-02-23
申请号	CN2017110788695.8	申请日	2017-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
[标]发明人	王利峰 王田苗 胡磊 郭娜 刘洪澎 韩仲浩 杨标		
发明人	王利峰 王田苗 胡磊 郭娜 刘洪澎 韩仲浩 杨标		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/5215		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医学领域，尤其涉及一种基于光学定位的超声探头标定装置及方法。一种基于光学定位的超声探头标定装置由视觉跟踪设备、超声采集设备、标定器、计算机构成。超声探头上固定有跟踪识别标志Marker1；标定器是一个底部有多个高度不同棱台的水槽，其一侧有跟踪识别标志Marker2。基于光学定位的超声探头标定方法是将超声探头采集的标定器超声图像进行分割提取标定器底部图像轮廓，根据视觉跟踪设备同步获取Marker1及Marker2的坐标以及相关位置关系，建立超声图像与视觉的空间位置关系，通过一致点漂移算法进行点云配准，实现超声图像像素点到三维空间的坐标转换。本发明可以提高二维超声图像信息转换到三维空间的精度，为基于超声图像的手术导航系统提供依据。

