

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101632570 B

(45) 授权公告日 2012.06.13

(21) 申请号 200910109086.0

US 6104426 A, 2000.08.15, 全文.

(22) 申请日 2009.08.03

审查员 陈响

(73) 专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽深圳
大学城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 辜嘉 秦文健

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5095887 A, 1992.03.17, 全文.

CN 1957834 A, 2007.05.09, 权利要求 4、说
明书第 4 页第 16 行 - 第 9 页第 9 行.

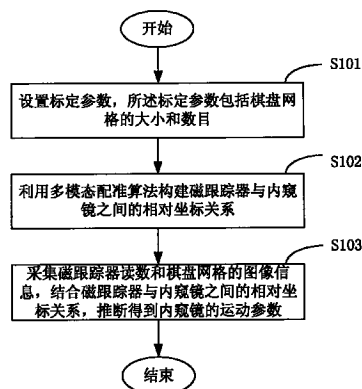
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

医用内窥镜标定方法

(57) 摘要

本发明提供了一种医用内窥镜标定方法,所述方法包括:A. 获取标定参数,所述标定参数包括棋盘网格的大小和数目;B. 利用多模态配准算法构建磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系,再通过内窥镜到磁跟踪器,到磁跟踪器底座,再到棋盘网格的迂回关系表达棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系;C. 采集磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息,对上述表达棋盘网格与内窥镜之间的相对关系得到的表达式设置多个约束条件,推断得到内窥镜的运动参数。采用本发明提供的医用内窥镜标定方法,能准确得到内窥镜的运动参数。



1. 一种医用内窥镜标定方法,其特征在于,所述方法包括:

A. 获取标定参数,所述标定参数包括棋盘网格的大小和数目;

B. 利用多模态配准算法构建磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系,具体是:分别建立磁跟踪器、磁跟踪器底座、内窥镜及棋盘网格的坐标系统,根据磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系、棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系和磁跟踪器底座与棋盘网格的相对坐标关系得到磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系,再采用从内窥镜到磁跟踪器,再从磁跟踪器到磁跟踪器底座,最后从磁跟踪器底座到棋盘网格的迂回关系表达棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系;

C. 采集多个磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息,对上述表达棋盘网格与内窥镜之间的相对关系得到的表达式设置多个约束条件,推断得到内窥镜的运动参数。

2. 根据权利要求1所述的医用内窥镜标定方法,其特征在于,所述步骤B还包括:所述磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系表示为:

$$\begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bm} & T_{bm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix}, \text{其中,} \begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示磁跟踪器底座的空间坐标,} \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示磁跟踪器的}$$

空间坐标, R_{bm} 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的旋转矩阵, T_{bm} 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$, 所述磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系由磁跟踪器测量得到。

3. 根据权利要求1所述的医用内窥镜标定方法,其特征在于,所述步骤B还包括:所述棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系表示为:

$$\begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{cg} & T_{cg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix}, \text{其中,} \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示内窥镜的空间坐标,} \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示棋盘网格的空间坐}$$

标, R_{cg} 是内窥镜与棋盘网格之间的旋转矩阵, T_{cg} 是内窥镜与棋盘网格之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$, 所述棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系根据张正友两步法的内窥镜标定算法得到。

4. 根据权利要求1所述的医用内窥镜标定方法,其特征在于,所述磁跟踪器与内窥镜

之间的相对坐标关系表示为: $\begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{cm} & T_{cm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix}$, 其中, R_{cm} 是磁跟踪器与内窥镜之间的

旋转矩阵, T_{cm} 是磁跟踪器与内窥镜之间的平移矩阵;所述磁跟踪器底座与棋盘网格之间的

相对坐标关系表示为: $\begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bg} & T_{bg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix}$,

其中, R_{bg} 是磁跟踪器底座与棋盘网格之间的旋转矩阵, T_{bg} 是磁跟踪器底座与棋盘网格之间的平移矩阵; 则所述棋盘网格和内窥镜之间的相对坐标关系表示公式为:

$$\begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bg} & T_{bg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{bm} & T_{bm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{cm} & T_{cm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix}, R_{bm} \text{ 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的旋转矩}$$

阵, T_{bm} 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$ 。

5. 根据权利要求 4 所述的医用内窥镜标定方法, 其特征在于, 所述步骤 B 具体是: 采集磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息, 根据所述磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系、磁跟踪器读数和棋盘网格中的图像信息及棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系预估出磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系。

6. 根据权利要求 5 所述的医用内窥镜标定方法, 其特征在于, 所述方法还包括: 根据极

线约束条件构建目标函数为: $e = \sum_{1 \leq k, j \leq n} \sum_{i \leq m_{kj}} ([p_i^{(j)T}, 1][T_k^j] \times R_k^j \begin{bmatrix} p_i^{(k)} \\ 1 \end{bmatrix})^2$, 其中, e 是目标函数的代价

函数值, n 是采用的图像帧数, T_k^j 和 R_k^j 分别表示第 k 帧到第 j 帧图像的内窥镜的平移和旋转参数, m_{kj} 表示第 k 帧和第 j 帧之间的匹配特征个数, $p_i^{(k)}$ 和 $p_i^{(j)}$ 分别表示第 k 帧与第 j 帧的第 i 个匹配特征的坐标位置。

7. 根据权利要求 6 所述的医用内窥镜标定方法, 其特征在于, 所述步骤 C 具体是: 利用所述目标函数对计算得到的内窥镜平移和旋转参数进行非线性优化, 取使所述目标函数的代价函数值最小的内窥镜平移和旋转参数作为所述内窥镜的运动参数。

医用内窥镜标定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,更具体地说,涉及一种医用内窥镜标定方法。

背景技术

[0002] 微创及无创外科手术是当代临床医学最主要的发展趋势之一,它可以大大提高手术质量、减轻病人的痛苦,缩短康复时间。内窥镜诊疗术是微创外科的重要手段,采用医用内窥镜对病灶的诊断和治疗具有极其重要的作用。传统的内窥镜在插入部的前端设有由物镜光学系统、固体摄像元件和电路板等构成的摄像装置,通过这种内窥镜,手术医生可以进行人体内的内脏器官观察和治疗等各种处理。但是,由于工作环境的复杂性和自身形状不可视等不足,传统内窥镜导管在介入过程会发生导管缠绕、非预期接触等情况,给病人带来痛苦和危险。而如果能够显示内窥镜在人体内的形状,则可以有效地防止缠绕的产生。

[0003] 内窥镜内置磁场空间定位系统以法拉第电磁感应定理为基础,在内窥镜外安装电磁发生设备以产生已知结构的磁场,通过埋入内窥镜体中的磁跟踪器获得磁场强度信号,并根据已知的发射磁场空间分布规律,计算出该点的空间位置和姿态角。在内窥镜导管内部埋入若干个磁跟踪器,其实时采用数据反映连续磁场的变化,经计算可得到每个磁跟踪器的空间位置,然后将这些离散点拟合成连续的曲线,就可在计算机上进行三维显示,实现内窥镜本体的空间形状感知。

[0004] 目前,通常采用磁跟踪器读数作为内窥镜坐标的依据。然而,由于磁跟踪器的探头与内窥镜镜头之间存在相对位移,直接采用磁跟踪器的读数作为内窥镜坐标位置的依据,与内窥镜实际坐标位置存在误差,从而导致得到的内窥镜坐标位置和运动参数不准确,并使后期的空间定位和三维重建存在误差,得到的结果则不可靠。

发明内容

[0005] 基于此,有必要提供一种更准确的医用内窥镜标定方法。

[0006] 所述医用内窥镜标定方法包括:A. 获取标定参数,所述标定参数包括棋盘网格的大小和数目;B. 利用多模态配准算法构建磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系,具体是:分别建立磁跟踪器、磁跟踪器底座、内窥镜及棋盘网格的坐标系统,根据磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系、棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系和磁跟踪器底座与棋盘网格的相对坐标关系得到磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系,再采用从内窥镜到磁跟踪器,再从磁跟踪器到磁跟踪器底座,最后从磁跟踪器底座到棋盘网格的迂回关系表达棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系;C. 采集多个磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息,对上述表达棋盘网格与内窥镜之间的相对关系得到的表达式设置多个约束条件,推断得到内窥镜的运动参数。

[0007] 所述步骤B还包括:所述磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系表示为:

[0008]
$$\begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bm} & T_{bm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix}, \text{其中, } \begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示磁跟踪器底座的空间坐标, } \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示磁跟踪}$$

器的空间坐标, R_{bm} 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的旋转矩阵, T_{bm} 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$, 所述磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系由磁跟踪器测量得到。

[0009] 所述步骤 B 还包括: 所述棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系表示为:

[0010]
$$\begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{cg} & T_{cg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix}, \text{其中, } \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示内窥镜的空间坐标, } \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示棋盘网格的空}$$

间坐标, R_{cg} 是内窥镜与棋盘网格之间的旋转矩阵, T_{cg} 是内窥镜与棋盘网格之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$, 所述棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系根据张正友两步法的内窥镜标定算法得到。

[0011] 所述磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系表示为:
$$\begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{cm} & T_{cm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix},$$

[0012] 其中, R_{cm} 是磁跟踪器与内窥镜之间的旋转矩阵, T_{cm} 是磁跟踪器与内窥镜之间的平移矩阵; 所述磁跟踪器底座与棋盘网格之间的相对坐标关系表示为:

[0013]
$$\begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bg} & T_{bg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix}, \text{其中, } R_{bg} \text{ 是磁跟踪器底座与棋盘网格之间的旋转矩阵, } T_{bg}$$

是磁跟踪器底座与棋盘网格之间的平移矩阵; 则所述棋盘网格和内窥镜之间的相对坐标关

系表示公式为:
$$\begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bg} & T_{bg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{bm} & T_{bm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{cm} & T_{cm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix}.$$

[0014] 所述步骤 B 具体是: 采集磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息, 根据所述磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系、磁跟踪器读数和棋盘网格中的图像信息及棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系预估算出磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系。

[0015] 另外, 所述方法还包括: 根据极线约束条件构建目标函数为:

[0016]
$$e = \sum_{1 \leq k, l \leq n} \sum_{i \leq m_k} ([p_i^{(l)T}, 1][T_k^l] \times R_k^l \begin{bmatrix} p_i^{(k)} \\ 1 \end{bmatrix})^2, \text{其中, } e \text{ 是目标函数的代价函数值, } n \text{ 是采用的}$$

的图像帧数, T_k^{-1} 和 R_k^{-1} 分别表示第 k 帧到第 1 帧图像的内窥镜的平移和旋转参数, m_{k1} 表示第 k 帧和第 1 帧之间的匹配特征个数, $p_i^{(k)}$ 和 $p_i^{(1)}$ 分别表示第 k 帧与第 1 帧的第 i 个匹配

特征的坐标位置。

[0017] 优选地,所述步骤 C 具体是:利用所述目标函数对计算得到的内窥镜平移和旋转参数进行非线性优化,取使所述目标函数的代价函数值最小的内窥镜平移和旋转参数作为所述内窥镜的运动参数。

[0018] 上述医用内窥镜标定方法,利用多模态配准算法构建磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系,并根据磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息推断得到内窥镜的运动参数,由于该内窥镜标定方法对磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系进行了标定,避免了磁跟踪器探头与内窥镜之间存在相对唯一而带来的误差,所得到的内窥镜运行参数更准确,从而使后期的空间定位和三维重建更准确。

附图说明

[0019] 图 1 是一个实施例中的医用内窥镜标定方法的流程图;

[0020] 图 2 是一个实施例中的多模态标定配置示意图;

[0021] 图 3 是一个实施例中磁跟踪器和内窥镜相对运动的示意图;

[0022] 图 4 是一个实施例中从多个空间角度采集图 3 中的网格交叉点的三维重建结果对比示意图。

具体实施方式

[0023] 图 1 示出了一个实施例中的医用内窥镜标定方法流程,具体过程如下:

[0024] 在步骤 S101 中,设定标定参数,该标定参数包括棋盘网格的大小和数目。

[0025] 在步骤 S102 中,利用多模态配准算法构建磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系。

[0026] 在步骤 S103 中,采集磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息,结合磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系,推断得到内窥镜的运动参数。

[0027] 在一个实施方式中,该医用内窥镜标定方法采用了一个磁跟踪器及磁跟踪器底座、一个内窥镜和一个棋盘网格。如图 2 所示,分别建立磁跟踪器底座、磁跟踪器、内窥镜及棋盘网格的坐标系统,各坐标系统都以 X、Y 和 Z 轴的原点和方向来说明。其中,磁跟踪器底座的坐标系统采用上标 b 表示(如图 2 中的 X^b 、 Y^b 、 Z^b),磁跟踪器的坐标系统采用上标 m 表示(如图 2 中的 X^m 、 Y^m 、 Z^m),内窥镜的坐标系统采用上标 c 表示(如图 2 中的 X^c 、 Y^c 、 Z^c),棋盘网格的坐标系统采用上标 g 表示(如图 2 中的 X^g 、 Y^g 、 Z^g)。在这四个坐标系统中,可知磁跟踪器底座和棋盘网格的坐标系统是静态的,而磁跟踪器和内窥镜的坐标系统是动态的,但磁跟踪器与内窥镜的运动同步。

[0028] 在一个实施方式中,可根据磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系、棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系以及磁跟踪器底座与棋盘网格之间的相对坐标关系得到磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系。其中,各相对坐标关系的转换过程如下:

[0029] (1) 磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系可表示为:

$$[0030] \quad \begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bm} & T_{bm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix}, \text{其中, } \begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示磁跟踪器底座的空间坐标, } \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示磁}$$

跟踪器的空间坐标, R_{bm} 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的旋转矩阵, T_{bm} 是磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$ 。该磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系可由磁跟踪器测量得到。

$$[0031] \quad (2) \text{ 棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系可表示为: } \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{cg} & T_{cg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix},$$

$$[0032] \quad \text{其中, } \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示内窥镜的空间坐标, } \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix} \text{表示棋盘网格的空间坐标, } R_{cg} \text{是内窥镜}$$

与棋盘网格之间的旋转矩阵, T_{cg} 是内窥镜与棋盘网格之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$ 。该棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系可根据张正友两步法的内窥镜标定算法得到。

$$[0033] \quad (3) \text{ 磁跟踪器与内窥镜之间相对坐标关系可表示为: } \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{cm} & T_{cm} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^m \\ y^m \\ z^m \\ 1 \end{bmatrix},$$

[0034] 其中, R_{cm} 是磁跟踪器与内窥镜之间的旋转矩阵, T_{cm} 是磁跟踪器与内窥镜之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$ 。该相对坐标关系一旦确定后, 则可对磁跟踪器与内窥镜之间的变换进行补偿, 从而由磁跟踪器读数推断出内窥镜的坐标位置。如图 3 所示, 当内窥镜和磁跟踪器在空间里一起运动时, 磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系应是恒定不变的 (即整个内窥镜与磁跟踪器组合的运动是固定的)。

[0035] (4) 磁跟踪器底座与棋盘网格之间的相对坐标关系可表示为:

$$[0036] \quad \begin{bmatrix} x^b \\ y^b \\ z^b \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bg} & T_{bg} \\ \mathbf{0}^T & \mathbf{1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix}, \text{其中, } R_{bg} \text{是磁跟踪器底座与棋盘网格之间的旋转矩阵, } T_{bg}$$

是磁跟踪器底座与棋盘网格之间的平移矩阵, $\mathbf{0} = (0, 0, 0)^T$ 。由于磁跟踪器底座与棋盘网格的坐标系是稳定不变的, 因此该磁跟踪器底座与棋盘网格之间的相对坐标关系也恒定不变。

[0037] 根据上述四个相对坐标关系, 可采用从内窥镜到磁跟踪器 (上述第 (3) 步), 再从磁跟踪器到磁跟踪器底座 (上述第 (1) 步), 最后从磁跟踪器底座到棋盘网格 (上述第 (4) 步) 的迂回关系来表达棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系。即棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系可采用以下公式表示:

$$[0038] \quad \begin{bmatrix} x^g \\ y^g \\ z^g \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{bg} & T_{bg} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{bm} & T_{bm} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_{cm} & T_{cm} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} x^c \\ y^c \\ z^c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (*)$$

[0039] 如上所述,由于棋盘网格与磁跟踪器底座之间的相对坐标恒定不变,且内窥镜与磁跟踪器之间的相对坐标也恒定不变,因此可以采集多个同步磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息,从而可对上式设置多个约束条件,根据约束条件求解 (3) 和 (4) 中的未知坐标。

[0040] 在一个实施方式中,采集磁跟踪器读数和棋盘网格中的图像信息,根据磁跟踪器底座与磁跟踪器之间的相对坐标关系、磁跟踪器读数和棋盘网格中的图像信息及棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系预估算出磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系。在一个实施例中,根据极线约束条件构建目标函数如下:

$$[0041] \quad e = \sum_{1 \leq k, l \leq n} \sum_{i \leq m_{kl}} ([p_i^{(l)^T}, 1][T_k^l] \times R_k^l \begin{bmatrix} p_i^{(k)} \\ 1 \end{bmatrix})^2$$

[0042] 其中, e 是目标函数的代价函数值, n 是采用的图像帧数, T_k^{-1} 和 R_k^{-1} 分别表示第 k 帧到第 1 帧图像的内窥镜的平移和旋转参数, m_{kl} 表示第 k 帧和第 1 帧之间的匹配特征个数 (即同一幅图像在第 k 帧和第 1 帧扫描得到的图像中同一点所对应的坐标位置关系), $p_i^{(k)}$ 和 $p_i^{(1)}$ 分别表示第 k 帧与第 1 帧的第 i 个匹配特征的坐标位置。

[0043] 利用上述目标函数可对计算得到的内窥镜平移和旋转参数进行非线性优化,取使该目标函数的代价函数值最小的内窥镜平移和旋转参数作为该内窥镜运动参数。在一个实施方式中,只需 6 个变量即可表示内窥镜与磁跟踪器之间的相对坐标关系,其中,3 个变量表示旋转,3 个变量表示平移。由于上述 (*) 式是非线性的,可利用不考虑畸变的情况下采用线性方法得到的解作为初步估计值,采用信赖域方法,以保证找到目标函数的最小代价函数值,从而所得到的未知相对坐标关系是最优解。

[0044] 从理论上讲,只需 5 组同步图像信息和磁跟踪器的读数就可求解未知的相对坐标关系,实际过程中,可采用 5 组以上的数据,以确保求解结果的鲁棒性和准确性。若视频帧速率为 30 帧/秒,只需几秒钟的影片即可提供数以百计标定的图像帧和磁跟踪器读数。

[0045] 采用上述内窥镜标定方法估算得到内窥镜的运动参数后,则可使用该内窥镜的运动参数去模拟标准立体配置 (内窥镜平移运动) 下得到的图像,并恢复三维的密集深度图,从而将多个三维模型统一到一个坐标系统下,结合已推断出的表面深度和采集图像的表面纹理,则可建立多个虚拟视图下具有三维结构和表面信息的三维模型。

[0046] 本发明与基于内窥镜磁场空间定位系统相结合,可准确得到内窥镜实际空间姿态,从而能对人体组织器官进行准确三维建模,恢复其三维形状。图 4 示出了一个实施例中从多个空间角度采集图 3 中的网格交叉点的三维重建结果,其中, (a) 和 (b) 是采用本发明的标定方法所得到的结果,而 (c) 是现有技术所得到的结果。从图 4 可以看出,采用本发明后的三维重建方法能正确恢复出规则的标定网格平面形状。在一个实施例中,还可对本发明的标定方法进行定量误差分析,如表 1 所示,其中,平面指标表示最佳拟合网格平面的平均偏差,线性指标表示最佳拟合网格线的平均偏差,正交指标表示垂直相交的最佳拟合横向和纵向的网格线的角度与 90 度之间的偏离,而百分比误差是由大致 24cmX18cm 网格尺寸

计算得到（即：误差＝绝对误差 / 网格线长度）。从表 1 可以看出，本发明提供的内窥镜标定方法具有很好的平面指标、线指标和正交指标。

[0047]

表 1

[0048]

	平面指标	线性指标	正交指标
--	------	------	------

[0049]

磁跟踪器读数	误差绝对值 (mm)	%误差	误差绝对值 (mm)	%误差	偏离 90° 误差
本发明提供的标定方法	1.0	0.4%	0.6	0.2%	0.4°
现有技术的方法	3.8	1.6%	2.2	0.9%	32.4°

[0050] 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、等同替换和改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

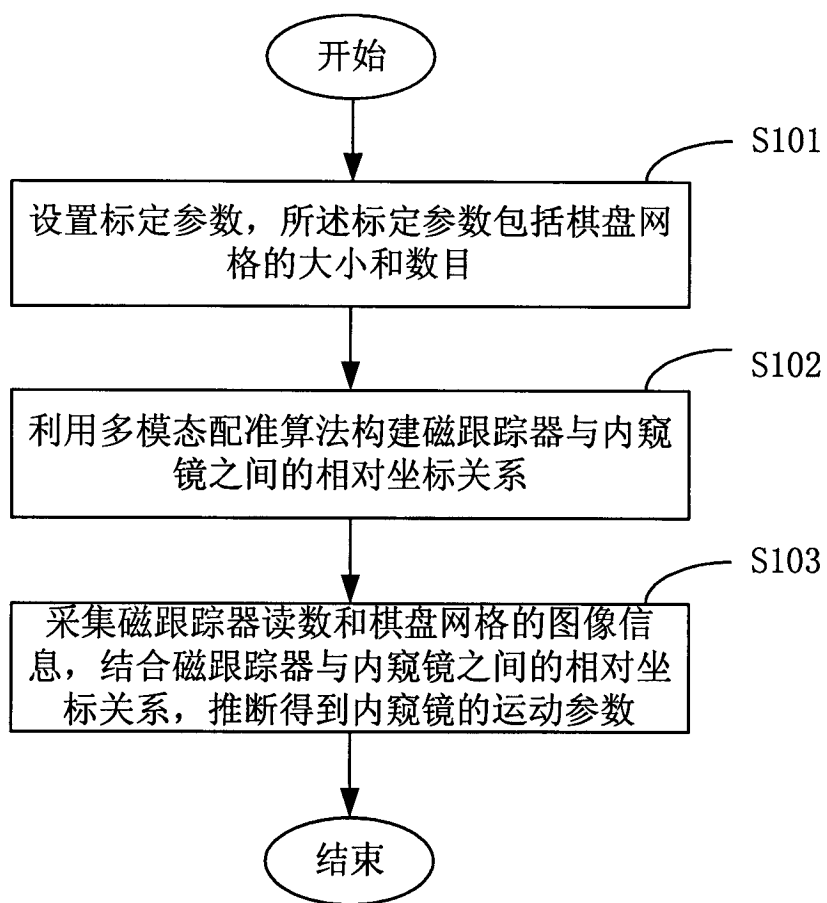


图 1

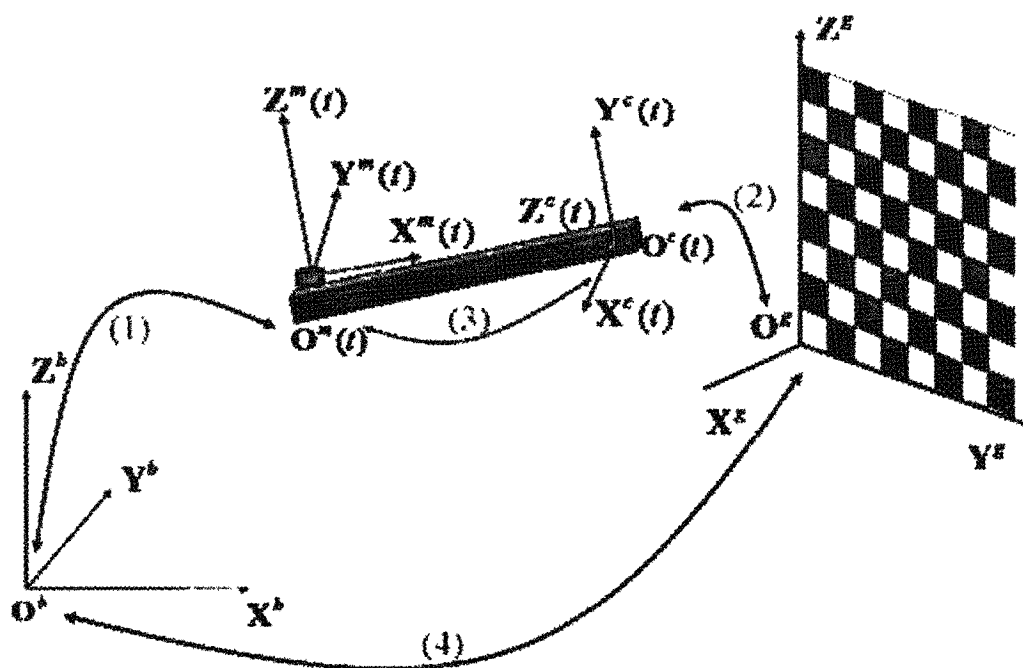


图 2

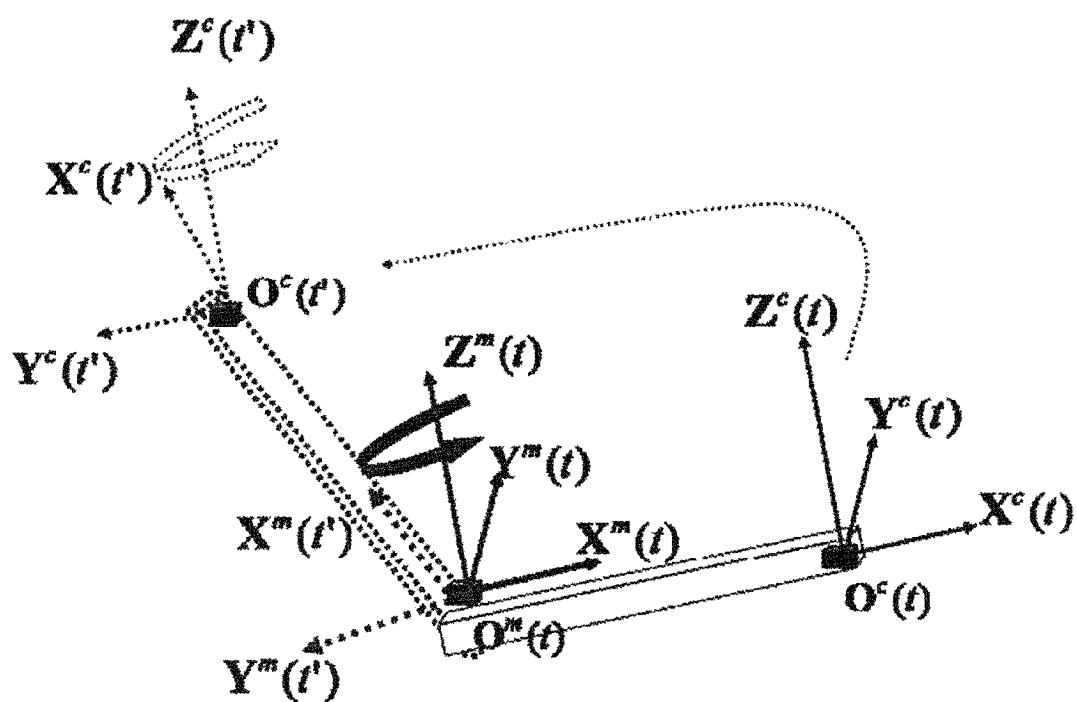


图 3

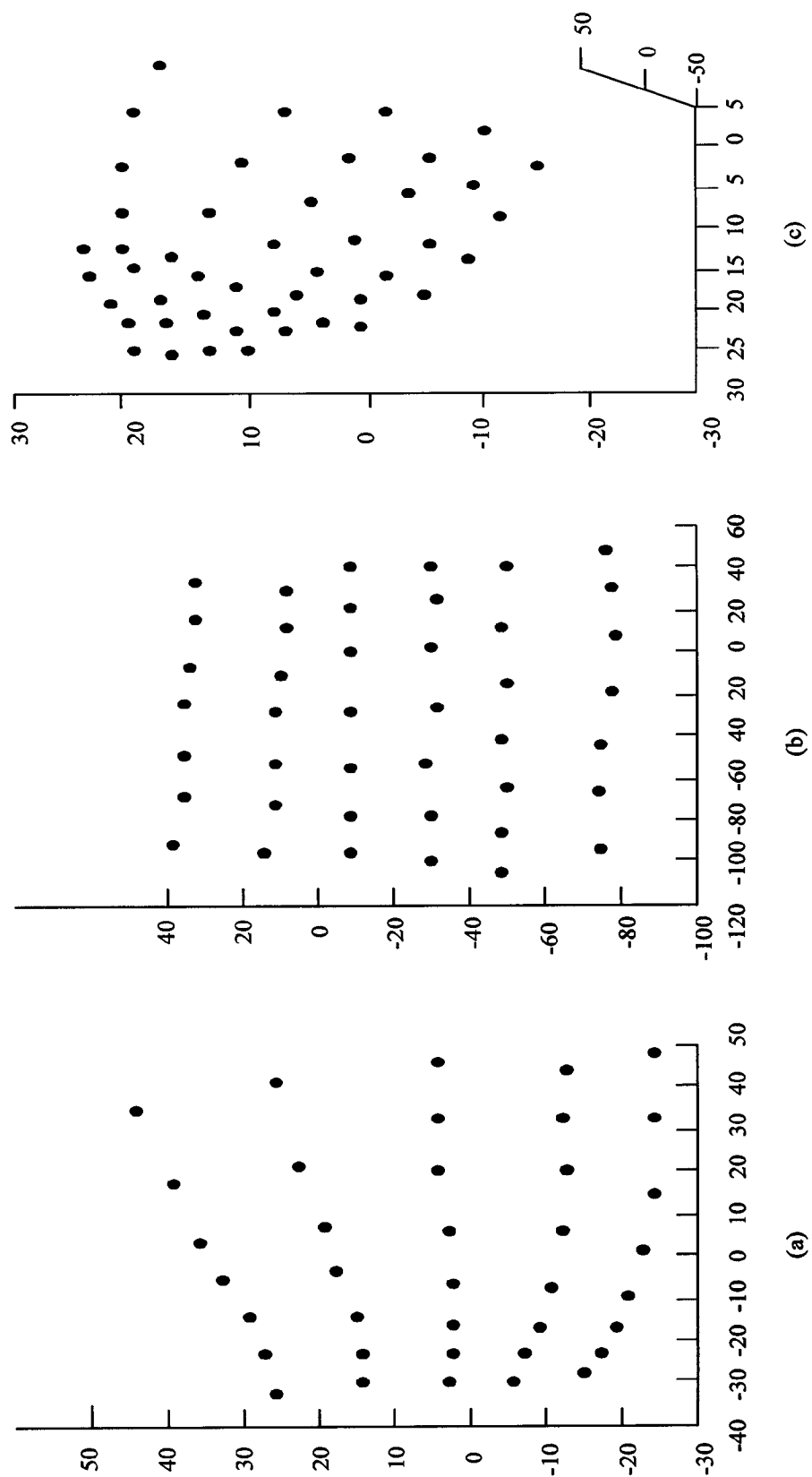


图 4

专利名称(译)	医用内窥镜标定方法		
公开(公告)号	CN101632570B	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	CN200910109086.0	申请日	2009-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	辜嘉 秦文健		
发明人	辜嘉 秦文健		
IPC分类号	A61B1/00		
代理人(译)	吴平		
审查员(译)	陈响		
其他公开文献	CN101632570A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种医用内窥镜标定方法，所述方法包括：A.获取标定参数，所述标定参数包括棋盘网格的大小和数目；B.利用多模态配准算法构建磁跟踪器与内窥镜之间的相对坐标关系，再通过内窥镜到磁跟踪器，到磁跟踪器底座，再到棋盘网格的迂回关系表达棋盘网格与内窥镜之间的相对坐标关系；C.采集磁跟踪器读数和棋盘网格的图像信息，对上述表达棋盘网格与内窥镜之间的相对关系得到的表达式设置多个约束条件，推断得到内窥镜的运动参数。采用本发明提供的医用内窥镜标定方法，能准确得到内窥镜的运动参数。

