



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108969099 A

(43)申请公布日 2018.12.11

(21)申请号 201810830948.8

(22)申请日 2018.07.26

(71)申请人 艾瑞迈迪医疗科技(北京)有限公司

地址 100086 北京市海淀区青云里满庭芳
园小区9号楼青云当代大厦13层1306
室

(72)发明人 杨峰 武潺

(74)专利代理机构 深圳英聚知识产权代理事务

所(普通合伙) 44471

代理人 刘菊美

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

A61B 6/03(2006.01)

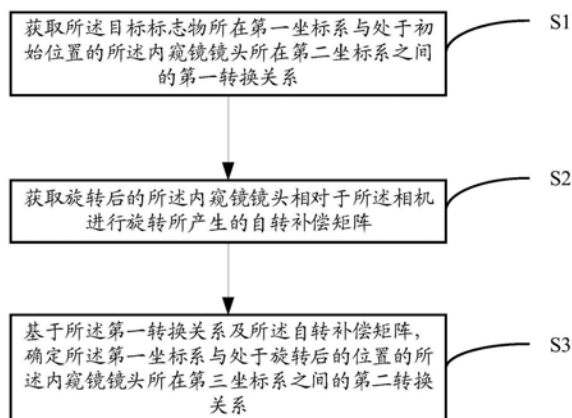
权利要求书3页 说明书13页 附图10页

(54)发明名称

一种校正方法、手术导航系统、电子设备及
存储介质

(57)摘要

本发明提供校正方法、手术导航系统、电子设备及存储介质,该方法包括:获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系;获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵;基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。本发明提供的方法、手术导航系统、电子设备及存储介质,能够在内窥镜镜头旋转后,实时获取内窥镜镜头与标志物之间的转换关系,能够提高内窥镜镜头与标志物之间的转换关系的准确度,从而可以提高手术导航过程中的安全性。



1. 一种校正方法,应用于手术导航系统,所述手术导航系统包括CCD、内窥镜镜头及目标标志物,其特征在于,包括:

获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系;

获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵;

基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。

2. 如权利要求1所述的校正方法,其特征在于,所述基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系包括:

在所述目标标志物设置于所述CCD上的情况下,根据公式(1) $T_M^{E1} = T_e T_E^{E1} T_M^E$,计算所述二转换关系,所述公式(1)中, T_M^{E1} 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, T_E^{E1} 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系, T_M^E 表示所述第一转换关系。

3. 如权利要求1所述的校正方法,其特征在于,所述基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系包括:

在所述目标标志物设置于内窥镜镜管上的情况下,根据公式(2) $T_M^{E1} = T_e T_M^E$,计算所述第二转换关系,所述公式(2)中, T_M^{E1} 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, T_M^E 表示所述第一转换关系。

4. 如权利要求1所述的校正方法,其特征在于,所述手术导航系统还包括光学追踪设备、棋盘格,所述棋盘格设置有第一标志物;

所述获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系包括:

获取所述棋盘格所在第四坐标系到所述第二坐标系的第三转换关系;

基于最小二乘刚性变换算法,确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系;

通过所述光学追踪设备,确定所述光学追踪设备所在第六坐标系到所述第五坐标系的第五转换关系;

通过所述光学追踪设备,确定所述第六坐标系到所述第一坐标系的第六转换关系;

基于公式(3) $T_M^E = T_B^E T_{M1}^B T_{ND1}^{M1} (T_{ND1}^M)^{-1}$,计算所述第一转换关系,所述公式(3)中, T_M^E 表示所述第一转换关系, T_B^E 表示所述第三转换关系, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系, T_{ND1}^{M1} 表示所述第五转换关系, $(T_{ND1}^M)^{-1}$ 表示所述第六转换关系的逆。

5. 如权利要求4所述的校正方法,所述手术导航系统还包括探针,所述探针设置有第二标志物,其特征在于,所述基于最小二乘刚性变换算法,确定所述第四坐标系到所述第一标

志物所在第五坐标系的第四转换关系包括：

在所述第四坐标系中确定所述棋盘格的第一角点的第一坐标 X_B ；

通过所述探针在所述棋盘格上获取一物理坐标；

通过所述光学追踪设备，确定所述第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系；

根据公式(4) $X_{M2} = T_{NDI}^{M1} T_{M2}^{NDI} X_{M1}$ ，确定所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标， X_{M2} 表示所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标， T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系， T_{M2}^{NDI} 表示所述第七转换关系， X_{M1} 表示所述物理坐标；

基于所述第一坐标 X_B 、第二坐标 X_{M2} 及最小二乘刚性变换算法，确定所述第四坐标系到所述第五坐标系的第四转换关系。

6. 一种手术导航系统，包括CCD、内窥镜镜头及目标标志物，其特征在于，还包括：

第一获取模块，用于获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系；

第二获取模块，用于获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵；

确定模块，用于基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵，确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。

7. 如权利要求6所述的手术导航系统，其特征在于，所述确定模块，还用于在所述目标标志物设置于所述CCD上的情况下，根据公式(1) $T_M^{E1} = T_e T_E^{E1} T_M^E$ ，计算所述第二转换关系，所述公式(1)中， T_M^{E1} 表示所述第二转换关系， T_e 表示所述自转补偿矩阵， T_E^{E1} 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系， T_M^E 表示所述第一转换关系。

8. 如权利要求6所述的手术导航系统，其特征在于，所述确定模块，还用于在所述目标标志物设置于内窥镜镜管上的情况下，根据公式(2) $T_M^{E1} = T_e T_M^E$ ，计算所述第二转换关系，所述公式(2)中， T_M^{E1} 表示所述第二转换关系， T_e 表示所述自转补偿矩阵， T_M^E 表示所述第一转换关系。

9. 如权利要求6所述的手术导航系统，其特征在于，所述手术导航系统还包括光学追踪设备、棋盘格，所述棋盘格设置有第一标志物；

所述第一获取模块包括：

第一获取子模块，用于获取所述棋盘格所在第四坐标系到所述第二坐标系的第三转换关系；

确定子模块，用于基于最小二乘刚性变换算法，确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系；

第二获取子模块，用于通过所述光学追踪设备，确定所述光学追踪设备所在第六坐标系到所述第五坐标系的第五转换关系；

第三获取子模块，用于通过所述光学追踪设备，确定所述第六坐标系到所述第一坐标系的第六转换关系；

计算子模块,用于基于公式(3) $T_M^E = T_B^E T_{M1}^B T_{NDI}^{M1} (T_{NDI}^M)^{-1}$,计算所述第一转换关系,所述公式(3)中, T_M^E 表示所述第一转换关系, T_B^E 表示所述第三转换关系, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, $(T_{NDI}^M)^{-1}$ 表示所述第六转换关系的逆。

10.如权利要求9所述的手术导航系统,所述手术导航系统还包括探针,所述探针设置有第二标志物,其特征在于,所述确定子模块包括:

第一确定单元,用于在所述第四坐标系中确定所述棋盘格的第一角点的第一坐标 X_B ;

获取单元,用于通过所述探针在所述棋盘格上获取一物理坐标;

第二确定单元,通过所述光学追踪设备,确定所述第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系;

计算单元,用于根据公式(4) $X_{M2} = T_{NDI}^{M1} T_{M2}^{NDI} X_{M1}$,确定所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, X_{M2} 表示所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, T_{M2}^{NDI} 表示所述第七转换关系, X_{M1} 表示所述物理坐标;

第三确定单元,用于基于所述第一坐标 X_B 、第二坐标 X_{M2} 及最小二乘刚性变换算法,确定所述第四坐标系到所述第五坐标系的第四转换关系。

11.一种电子设备,其特征在于,包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时实现如权利要求1至5中任一项所述的校正方法的步骤。

12.一种存储介质,其特征在于,所述存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至5中任一项所述的校正方法的步骤。

一种校正方法、手术导航系统、电子设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及手术导航领域,尤其涉及一种校正方法、手术导航系统、电子设备及存储介质。

背景技术

[0002] 随着微创外科和精准医学的迅速发展,基于图像处理的外科手术导航系统逐渐成为外科手术主流。外科手术导航系统主要是把患者术前的医学图像资料与术中器官组织的具体位置通过计算机进行连接,并与相关手术器械相结合,可以准确的显示出器官组织的三维立体空间位置及与相邻的重要组织的空间位置关系。

[0003] 现有的内窥镜诊疗术是微创外科的重要手段,需要使用到的典型器材包括内窥镜纤维镜和导管等。内镜引导手术是指将内镜通过人体正常腔道或人工建立的通道送到体内病灶处,并在内镜直视下对局部病灶进行观察、止血、切除、引流或重建通道等操作,以达到明确诊断、治愈疾病或缓解症状的目的。医疗内窥镜通过微小创口或者自然孔道观察内部组织,对病患来说手术切口小,手术过程痛苦小,术后恢复快,反应轻等特点使病人对手术接受程度大大提高,对医务人员来说视野大、操作方便、体积小等优点也广泛应用于辅助手术和辅助治疗,同时增加了手术精确性和安全性。为了临床使用时观察体腔内组织或病变器官方便,医疗硬管内窥镜一般会有不同的视向角,常见角度为 0° 、 25° 、 30° 、 45° 、 70° 、 90° 和 110° 。医生在使用不同视向角的内窥镜时,经常会转动内窥镜以观察不同方向的组织。

[0004] 目前,基于增强现实的硬管内窥镜导航系统,通过将术前获取的多模态影像数据与术中内窥镜融合,并分层渲染显示,为医生提供病灶、重要组织器官、手术器械之间的相对位置关系,精确定位病灶,使手术风险极大地降低。在手术实施前,医生会将内窥镜上的标志物取下进行清洗消毒再装回,该操作会使之前跟踪的空间位置关系无效,因此每次使用内窥镜进行手术时,导航系统都要重新标定内窥镜镜头到标志物的外部参数。在手术过程中,医生会旋转内窥镜以获得最佳视野,而内窥镜一旦发生旋转,则该外部参数会发生改变,所以还需要跟踪内窥镜镜头相对采集电荷耦合器件(Charge Coupled Device, CCD)的旋转角度,实时校正内窥镜镜头相对于标志物的外部参数。然而,目前在临床手术中,大多数硬管内窥镜导航系统都不能实时校正内窥镜镜头相对于标志物的转换关系,导致对内窥镜镜头与标志物之间的转换关系的准确度比较低。

[0005] 可见,现有手术导航技术中的内窥镜镜头与标志物之间的转换关系的准确度比较低。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种校正方法、手术导航系统、电子设备及存储介质,解决现有的在CT图像中分割视神经及内直肌图像分割效果比较差的技术问题。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种校正方法,应用于手术导航系统,所述手术导航系统包括CCD、内窥镜镜头及目标标志物,所述方法包括:

[0008] 获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系；

[0009] 获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵；

[0010] 基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵，确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。

[0011] 优选地，所述基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵，确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系包括：

[0012] 在所述目标标志物设置于所述CCD上的情况下，根据公式(1) $T_M^{E1} = T_e T_E^{E1} T_M^E$ ，计算所述二转换关系，所述公式(1)中， T_M^{E1} 表示所述第二转换关系， T_e 表示所述自转补偿矩阵， T_E^{E1} 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系， T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0013] 优选地，所述基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵，确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系包括：

[0014] 在所述目标标志物设置于内窥镜镜管上的情况下，根据公式(2) $T_M^{E1} = T_e T_M^E$ ，计算所述第二转换关系，所述公式(2)中， T_M^{E1} 表示所述第二转换关系， T_e 表示所述自转补偿矩阵， T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0015] 优选地，所述手术导航系统还包括光学追踪设备、棋盘格，所述棋盘格设置有第一标志物；

[0016] 所述获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系包括：

[0017] 获取所述棋盘格所在第四坐标系到所述第二坐标系的第三转换关系；

[0018] 基于最小二乘刚性变换算法，确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系；

[0019] 通过所述光学追踪设备，确定所述光学追踪设备所在第六坐标系到所述第五坐标系的第五转换关系；

[0020] 通过所述光学追踪设备，确定所述第六坐标系到所述第一坐标系的第六转换关系；

[0021] 基于公式(3) $T_M^E = T_B^E T_{M1}^B T_{NDI}^{M1} (T_{NDI}^M)^{-1}$ ，计算所述第一转换关系，所述公式(3)中， T_M^E 表示所述第一转换关系， T_B^E 表示所述第三转换关系， T_{M1}^B 表示所述第四转换关系， T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系， $(T_{NDI}^M)^{-1}$ 表示所述第六转换关系的逆。

[0022] 优选地，所述探针设置有第二标志物，其特征在于，所述基于最小二乘刚性变换算法，确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系包括：

[0023] 在所述第四坐标系中确定所述棋盘格的第一角点的第一坐标 X_B ；

[0024] 通过所述探针在所述棋盘格上获取一物理坐标；

[0025] 通过所述光学追踪设备，确定所述第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系

的第七转换关系；

[0026] 根据公式 (4) $X_{M2} = T_{NDI}^{M1} T_{M2}^{NDI} X_{M1}$, 确定所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, X_{M2} 表示所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, T_{M2}^{NDI} 表示所述第七转换关系, X_{M1} 表示所述物理坐标；

[0027] 基于所述第一坐标 X_B 、第二坐标 X_{M2} 及最小二乘刚性变换算法, 确定所述第四坐标系到所述第五坐标系的第四转换关系。

[0028] 为解决上述技术问题, 本发明还提供一种手术导航系统, 包括CCD、内窥镜镜头及目标标志物, 还包括：

[0029] 第一获取模块, 用于获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系；

[0030] 第二获取模块, 用于获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵；

[0031] 确定模块, 用于基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵, 确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。

[0032] 优选地, 所述确定模块, 还用于在所述目标标志物设置于所述CCD上的情况下, 根据公式 (1) $T_M^{E1} = T_e T_E^{E1} T_M^E$, 计算所述第二转换关系, 所述公式 (1) 中, T_M^{E1} 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, T_E^{E1} 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0033] 优选地, 所述确定模块, 还用于在所述目标标志物设置于内窥镜镜管上的情况下, 根据公式 (2) $T_M^{E1} = T_e T_M^E$, 计算所述第二转换关系, 所述公式 (2) 中, T_M^{E1} 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0034] 优选地, 所述手术导航系统还包括光学追踪设备、棋盘格, 所述棋盘格设置有第一标志物；

[0035] 所述第一获取模块包括：

[0036] 第一获取子模块, 用于获取所述棋盘格所在第四坐标系到所述第二坐标系的第三转换关系；

[0037] 确定子模块, 用于基于最小二乘刚性变换算法, 确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系；

[0038] 第三获取子模块, 用于通过所述光学追踪设备, 确定所述光学追踪设备所在第六坐标系到所述第五坐标系的第五转换关系；

[0039] 第四获取子模块, 用于通过所述光学追踪设备, 确定所述第六坐标系到所述第一坐标系的第六转换关系；

[0040] 计算子模块, 用于基于公式 (3) $T_M^E = T_B^E T_{M1}^B T_{NDI}^{M1} (T_{NDI}^M)^{-1}$, 计算所述第一转换关系, 所述公式 (3) 中, T_M^E 表示所述第一转换关系, T_B^E 表示所述第三转换关系, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, $(T_{NDI}^M)^{-1}$ 表示所述第六转换关系的逆。

[0041] 优选地,所述手术导航系统还包括探针,所述探针设置有第二标志物,其特征在于,所述确定子模块包括:

[0042] 第一确定单元,用于在所述第四坐标系中确定所述棋盘格的第一角点的第一坐标 X_B ;

[0043] 获取单元,用于通过所述探针在所述棋盘格上获取一物理坐标;

[0044] 第二确定单元,通过所述光学追踪设备,确定所述第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系;

[0045] 计算单元,用于根据公式(4) $X_{M2} = T_{NDI}^{M1} T_{M2}^{NDI} X_{M1}$,确定所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, X_{M2} 表示所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, T_{M2}^{NDI} 表示所述第七转换关系, X_{M1} 表示所述物理坐标;

[0046] 第三确定单元,用于基于所述第一坐标 X_B 、第二坐标 X_{M2} 及最小二乘刚性变换算法,确定所述第四坐标系到所述第五坐标系的第四转换关系。

[0047] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种电子设备,包括:包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时实现上述的校正方法的步骤。

[0048] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种存储介质,所述存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述的校正方法的步骤。

[0049] 本发明提供的校正方法、手术导航系统、电子设备及存储介质,能够在内窥镜镜头旋转后,实时获取内窥镜镜头与标志物之间的转换关系,能够提高内窥镜镜头与标志物之间的转换关系的准确度,从而可以提高手术导航过程中的安全性。

附图说明

[0050] 图1为本发明提供的校正方法一实施例的流程图;

[0051] 图2为本发明提供的图1所示的校正方法的步骤S1的一实施例的流程图;

[0052] 图3为本发明提供的图2所示的步骤S12的一实施例的流程图;

[0053] 图4为本发明提供的手术导航系统的一实施例的示意图;

[0054] 图5为本发明提供的手术导航系统的另一实施例的示意图;

[0055] 图6为本发明提供的标志物的示意图;

[0056] 图7为本发明提供的内窥镜的旋转轴位置的一实施例的示意图;

[0057] 图8为本发明提供的内窥镜旋转模型的一实施例的示意图;

[0058] 图9为本发明提供的内窥镜旋转模型的另一实施例的示意图;

[0059] 图10为本发明提供的手术导航系统的一实施例的结构图;

[0060] 图11为本发明提供的图10所示的第一获取模块的一实施例的示意图;

[0061] 图12为本发明提供的图11所示的确定子模块的一实施例的结构图;

[0062] 图13为本发明提供的电子设备的一实施例的结构图。

具体实施方式

[0063] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,现对照附图说明本发

明的具体实施方式。

[0064] 参见图1,图1为本发明提供的校正方法一实施例的流程图,图1所示的校正方法可以应用于手术导航系统,所述手术导航系统包括CCD、内窥镜镜头及目标标志物,如图1所示,所述校正方法包括以下步骤:

[0065] 步骤S1、获取目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系。

[0066] 在本实施例中,所述CCD为采集电荷耦合器件(Charge Coupled Device),为一种图像传感器,可以通过CCD获取图像。所述目标标志物为用于对内窥镜镜头进行定位的标志物。所述目标标志物可以设置于内窥镜镜管上,或者设置于CCD上。

[0067] 步骤S2、获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵。

[0068] 请参阅图8,图8所示为本发明提供的内窥镜旋转模型的一实施例的示意图。在图8中包括CCD801、内窥镜镜管802及内窥镜镜头803。因为内窥镜镜头803的坐标系E-xyz在绕旋转轴旋转的过程当中,x坐标轴和y坐标轴也在旋转,但实际上,因为CCD801固定不动,CCD坐标系C-xyz不变,CCD坐标系和内窥镜镜头坐标系不一致,采集图像数据无法应用。通过获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵,可以将旋转后的内窥镜镜头的x坐标轴和y坐标轴校正到初始位置,以便将CCD的坐标系和内窥镜镜头的坐标系统一起来,图像采集数据可直接进行应用。在本实施例中,自转补偿矩阵

$$T_e = \begin{bmatrix} \cos(-\theta) & -\sin(-\theta) & 0 & 0 \\ \sin(-\theta) & \cos(-\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \text{其中, } \theta \text{ 为内窥镜旋转的角度, } T_e \text{ 表示内窥镜镜头}$$

的自转补偿矩阵。在本实施例中,通过旋转内窥镜镜管,使得内窥镜镜头旋转,可以通过在内窥镜镜管上设置追踪标志物,确定内窥镜的旋转角度。

[0069] 步骤S3、基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。

[0070] 在本实施例中,内窥镜的旋转过程是绕着旋转轴的轴向向量n转动角度 θ 。在本实施例中,所述目标标志物可以设置于内窥镜镜管上,或者设置于CCD上。

[0071] 请参阅图6,图6为本发明提供的标志物的示意图。如图6所示,目标标志物601固定在后端的CCD上,追踪标志物602设置在内窥镜镜管603上,可以沿着内窥镜镜管上下移动,绕着内窥镜旋转。可以根据旋转之前追踪标志物的几何位置及旋转之后的追踪标志物的几何位置来计算旋转轴的位置。

[0072] 请参阅图7,图7为本发明提供的内窥镜的旋转轴位置的一实施例的示意图。如图7所示。首先用光学追踪设备NDI跟踪追踪标志物602在旋转前的位置P和旋转后的位置Q,得到内窥镜旋转轴的方向向量。由于追踪标志物602不固定,旋转的过程中会沿着内窥镜上下移动,因此将Q点投影到P点所在平面 π_1 上,投影点为点R。内窥镜旋转轴与P点所在平面相交于一点O,该点O与投影点R和P点三点相连构成一个等腰三角形,即可通过求取线段PR的垂直平分线OS来计算旋转轴的位置。可以理解的是,仅由一条垂直平分线无法得到旋转轴上点的坐标,可以通过求取多个旋转点Q1、Q2、...、Qn的投影点与位置P所形成多条线段的垂直

平分线,再求这些线段的交点得到。由于这些垂线平分线是空间直线不会相交,而求出的平面实际上也不会相互平行而是有一定的倾斜角度,因此需要求一点O1到n个平面的距离之和最小,n个平面为分别为旋转点Q1投影到P点所在的第一平面、旋转点Q2投影到P点所在的第一平面、…、旋转点Qn投影到P点所在的第n个平面。求出旋转轴上一点O1后,由于已知旋转轴的方向向量,所以旋转轴求取完毕。

[0073] 这样,可以根据其几何关系计算旋转轴的位置,设备简单,方法实用,易于操作。

[0074] 可选的,该步骤S3可以包括以下步骤:

[0075] 在所述目标标志物设置于所述CCD上的情况下,根据公式(1) $T_M^{E_1} = T_e T_E^{E_1} T_M^E$,计算所述二转换关系,所述公式(1)中, $T_M^{E_1}$ 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, $T_E^{E_1}$ 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0076] 在本实施例中, $T_E^{E_1}$ 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系,请再次参阅图8,在图8中,目标标志物804设置于CCD801上,可以将坐标系E-xyz所在位置作为内窥镜的初始位置,将坐标系E₁-xyz作为内窥镜旋转后的位置,若从坐标系E-xyz所在位置旋转到坐标系E₁-xyz所在位置,轴向向量n转动角度 θ ,将轴向向量n作罗德里格斯变换即可得到3x3的旋转矩阵 $R_E^{E_1}$ 。位移矩阵 $X_E^{E_1}$ 可由 $X_E^{E_1} = (R_M^{E_1} - R_E^{E_1} R_M^E)(X_E^M - X_O^M)$ 计算得到,

$$[0077] \quad T_E^{E_1} = \begin{bmatrix} R_E^{E_1} & X_E^{E_1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

[0078] 可选的,该步骤S3可以包括以下步骤:

[0079] 在所述目标标志物设置于内窥镜镜管上的情况下,根据公式(2) $T_M^{E_1} = T_e T_M^E$,计算所述第二转换关系,所述公式(2)中, $T_M^{E_1}$ 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0080] 请参阅图9,图9为本发明提供的内窥镜旋转模型的另一实施例的示意图。在图9中,在图9中包括CCD901、内窥镜镜管902及内窥镜镜头903。目标标志物设置于内窥镜镜管902上,目标标志物会随着内窥镜镜管旋转。在此情况下,认为目标标志物所在坐标系静止不动。内窥镜转动后,内窥镜镜头由E旋转到E₁位置处,但相对于目标标志物位置没有发生改变。CCD901相对于目标标志物转动一定角度,从C-xyz旋转到C₁-xyz坐标系。所以内窥镜旋转后,内窥镜镜头的坐标系到目标标志物所在坐标系的转换关系为: $T_M^{E_1} = T_e T_M^E$ 。

[0081] 这样,考虑了两种常见的目标标志物的安装方式,分别对两中常见目标标志物的安装方式提供了计算转换关系的具体方式,有较高的普适性。

[0082] 请参阅图2,图2为本发明提供的图1所示的校正方法的步骤S1的一实施例的流程图。所述手术导航系统还包括光学追踪设备、棋盘格,所述棋盘格设置有第一标志物,如图2所示,步骤S1可以包括以下步骤:

[0083] 步骤S11、获取所述棋盘格所在第四坐标系到所述第二坐标系的第三转换关系。

[0084] 请参阅图4,图4为本发明提供的手术导航系统的一实施例的示意图。在图4中包括棋盘格401、第一标志物402、第二标志物403、探针404及光学追踪设备NDI405。所述第一标志物402设置在棋盘格401上。第二标志物403设置在探针404上。举例来说,该步骤S11可以为,获取棋盘格401所在的第四坐标系到处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系的第三转换关系。

[0085] 步骤S12、基于最小二乘刚性变换算法,确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系。

[0086] 请参阅图5,图5为本发明提供的手术导航系统的另一实施例的示意图。在图5中包括棋盘格501、第一标志物502、目标标志物503、内窥镜504及光学追踪设备NDI505。

[0087] 举例来说,该步骤S12可以为,基于最小二乘刚性变换算法,确定棋盘格501所在第四坐标系到所述第一标志物502所在第五坐标系的第四转换关系。

[0088] 步骤S13、通过所述光学追踪设备,确定所述光学追踪设备所在第六坐标系到所述第五坐标系的第五转换关系。

[0089] 请再次参阅图5,可以通过光学追踪设备505,确定所述光学追踪设备505所在第六坐标系到所述第一标志物502所在第五坐标系的第五转换关系。

[0090] 步骤S14、通过所述光学追踪设备,确定所述第六坐标系到所述第一坐标系的第六转换关系。

[0091] 请再次参阅图5,可以通过光学追踪设备505,确定所述光学追踪设备505所在第六坐标系到所述目标标志物503所在第一坐标系的第六转换关系。

[0092] 步骤S15、基于公式(3) $T_M^E = T_B^E T_{M1}^B T_{NDI}^{M1} (T_{NDI}^M)^{-1}$,计算所述第一转换关系,所述公式(3)中, T_M^E 表示所述第一转换关系, T_B^E 表示所述第三转换关系, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, $(T_{NDI}^M)^{-1}$ 表示所述第六转换关系的逆。

[0093] 请参阅图3,图3为本发明提供的图2所示的步骤S12的一实施例的流程图。

[0094] 步骤S121、在所述第四坐标系中确定所述棋盘格的第一角点的第一坐标 X_B 。

[0095] 举例来说,请参阅图4,从棋盘格401中选择一个角点作为所述第一角点,获取棋盘格401所在第四坐标系中第一角点对应的第一坐标 X_B 。

[0096] 步骤S122、通过所述探针在所述棋盘格上获取一物理坐标。

[0097] 举例来说,请参阅图4,探针404设置有第二标志物403,通过探针404在棋盘格401获取一物理坐标,可以记为 X_{M1} 。

[0098] 步骤S123、通过所述光学追踪设备,确定所述第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系。

[0099] 举例来说,请参阅图4,通过光学追踪设备405,确定光学追踪设备405所在第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系。

[0100] 步骤S124、根据公式(4) $X_{M2} = T_{NDI}^{M1} T_{M2}^{NDI} X_{M1}$,确定所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, X_{M2} 表示所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, T_{M2}^{NDI} 表示所述第七转换关系, X_{M1} 表示所述物理坐标。

[0101] 步骤S125、基于所述第一坐标 X_B 、第二坐标 X_{M2} 及最小二乘刚性变换算法,确定所述

第四坐标系到所述第五坐标系的第四转换关系。

[0102] 可以理解的是,已知 X_{M2} 和 X_B 存在如下关系: $X_{M2} = T_B^{M1} X_B = R X_B + T$, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系,问题转化为求旋转矩阵 R 和平移矩阵 T 。可以通过采用最小二乘法找到 X_{M2} 和 X_B 之间最佳的刚性转换矩阵。

[0103] 补充说明的是,设置在内窥镜镜管上或者设置于CCD上的目标标志物,设置在内窥镜镜管的追踪标志物,所述棋盘格设置有第一标志物,设置在探针上的第二标志物可以为同类型的标志物,也可以为不同类型的标志物。

[0104] 本发明提供的校正方法,能够在内窥镜镜头旋转后,实时获取内窥镜镜头与标志物之间的转换关系,能够提高内窥镜镜头与标志物之间的转换关系的准确度,从而可以提高手术导航过程中的安全性。

[0105] 本发明进一步提供一种手术导航系统,所述手术导航系统包括CCD、内窥镜镜头及目标标志物,参见图10,图10为本发明提供的手术导航系统一实施例的结构图,如图10所示,手术导航系统700还包括第一获取模块1001、第二获取模块1002及确定模块1003;第一获取模块1001与第二获取模块1002连接、第二获取模块1002与确定模块1003连接,其中:

[0106] 第一获取模块1001,用于获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系;

[0107] 第二获取模块1002,用于获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵;

[0108] 确定模块1003,用于基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。

[0109] 在本实施例中,所述CCD为采集电荷耦合器件(Charge Coupled Device),为一种图像传感器,可以通过CCD获取图像。所述目标标志物为用于对内窥镜镜头进行定位的标志物。所述目标标志物可以设置于内窥镜镜管上,或者设置于CCD上。

[0110] 请参阅图8,图8所示为本发明提供的内窥镜旋转模型的一实施例的示意图。在图8中包括CCD801、内窥镜镜管802及内窥镜镜头803。因为内窥镜镜头803的坐标系E-xyz在绕旋转轴旋转的过程当中,x坐标轴和y坐标轴也在旋转,但实际上,因为CCD801固定不动,CCD坐标系C-xyz不变,CCD坐标系和内窥镜镜头坐标系不一致,采集图像数据无法应用。通过第二获取模块1002可以获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵,可以将旋转后的内窥镜镜头的x坐标轴和y坐标轴校正到初始位置,以便将CCD的坐标系和内窥镜镜头的坐标系统一起来,图像采集数据可直接进行应用。在本实施例中,自

转补偿矩阵 $T_e = \begin{bmatrix} \cos(-\theta) & -\sin(-\theta) & 0 & 0 \\ \sin(-\theta) & \cos(-\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$,其中, θ 为内窥镜旋转的角度, T_e 表示

内窥镜镜头的自转补偿矩阵。在本实施例中,通过旋转内窥镜镜管,使得内窥镜镜头旋转,可以通过在内窥镜镜管上设置跟踪标志物,确定内窥镜的旋转角度。

[0111] 在本实施例中,内窥镜的旋转过程是绕着旋转轴的轴向向量 n 转动角度 θ 。在本实施例中,所述目标标志物可以设置于内窥镜镜管上,或者设置于CCD上。

[0112] 如图6所示,目标标志物601固定在后端的CCD上,追踪标志物602设置在内窥镜镜

管603上,可以沿着内窥镜镜管上下移动,绕着内窥镜旋转。可以根据旋转之前追踪标志物的几何位置及旋转之后的追踪标志物的几何位置来计算旋转轴的位置。

[0113] 如图7所示。首先用光学追踪设备NDI跟踪追踪标志物602在旋转前的位置P和旋转后的位置Q,得到内窥镜旋转轴的方向向量。由于追踪标志物602不固定,旋转的过程中会沿着内窥镜上下移动,因此将Q点投影到P点所在平面 π_1 上,投影点为点R。内窥镜旋转轴与P点所在平面相交于一点O,该点O与投影点R和P点三点相连构成一个等腰三角形,即可通过求取线段PR的垂直平分线OS来计算旋转轴的位置。可以理解的是,仅由一条垂直平分线无法得到旋转轴上点的坐标,可以通过求取多个旋转点Q1、Q2、 $\dots$ 、Qn的投影点与位置P所形成多条线段的垂直平分线,再求这些线段的交点得到。由于这些垂线平分线是空间直线不会相交,而求出的平面实际上也不会相互平行而是有一定的倾斜角度,因此需要求一点O1到n个平面的距离之和最小,n个平面为分别为旋转点Q1投影到P点所在的第一平面、旋转点Q2投影到P点所在的第一平面、 $\dots$ 、旋转点Qn投影到P点所在的第n个平面。求出旋转轴上一点O1后,由于已知旋转轴的方向向量,所以旋转轴求取完毕。

[0114] 这样,可以根据其几何关系计算旋转轴的位置,设备简单,方法实用,易于操作。

[0115] 可选的,所述确定模块1003,还用于在所述目标标志物设置于所述CCD上的情况下,根据公式(1) $T_M^{E_1} = T_e T_E^{E_1} T_M^E$,计算所述二转换关系,所述公式(1)中, $T_M^{E_1}$ 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, $T_E^{E_1}$ 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0116] 在本实施例中, $T_E^{E_1}$ 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系,请再次参阅图8,在图8中,目标标志物804设置于CCD801上,可以将坐标系E-xyz所在位置作为内窥镜的初始位置,将坐标系E₁-xyz作为内窥镜旋转后的位置,若从坐标系E-xyz所在位置旋转到坐标系E₁-xyz所在位置,轴向向量n转动角度 θ ,将轴向向量n作罗德里格斯变换即可得到3x3的旋转矩阵 $R_E^{E_1}$ 。位移矩阵 $X_E^{E_1}$ 可由 $X_E^{E_1} = (R_M^{E_1} - R_E^{E_1} R_M^{E_1})(X_E^M - X_O^M)$ 计算得到,

$$[0117] \quad T_E^{E_1} = \begin{bmatrix} R_E^{E_1} & X_E^{E_1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

[0118] 可选的,所述确定模块1003,还用于在所述目标标志物设置于内窥镜镜管上的情况下,根据公式(2) $T_M^{E_1} = T_e T_M^E$,计算所述第二转换关系,所述公式(2)中, $T_M^{E_1}$ 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0119] 请参阅图9,在图9中包括CCD901、内窥镜镜管902及内窥镜镜头903。目标标志物设置于内窥镜镜管902上,目标标志物会随着内窥镜镜管旋转。在此情况下,认为目标标志物所在坐标系静止不动。内窥镜转动后,内窥镜镜头由E旋转到E₁位置处,但相对于目标标志物位置没有发生改变。CCD901相对于目标标志物转动一定角度,从C-xyz旋转到C₁-xyz坐标系。所以内窥镜旋转后,内窥镜镜头的坐标系到目标标志物所在坐标系的转换关系为:

$$T_M^{E_1} = T_e T_M^E.$$

[0120] 这样,考虑了两种常见的目标标志物的安装方式,分别对两中常见目标标志物的安装方式提供了计算转换关系的具体方式,有较高的普适性。

[0121] 请参阅图11,如图11所示,第一获取模块1001包括:

[0122] 第一获取子模块10011,用于获取所述棋盘格所在第四坐标系到所述第二坐标系的第三转换关系;

[0123] 确定子模块10012,用于基于最小二乘刚性变换算法,确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系;

[0124] 第二获取子模块10013,用于通过所述光学追踪设备,确定所述光学追踪设备所在第六坐标系到所述第五坐标系的第五转换关系;

[0125] 第三获取子模块10014,用于通过所述光学追踪设备,确定所述第六坐标系到所述第一坐标系的第六转换关系;

[0126] 计算子模块10015,用于基于公式(3) $T_M^E = T_B^E T_{M1}^B T_{NDI}^{M1} (T_{NDI}^M)^{-1}$,计算所述第一转换关系,所述公式(3)中, T_M^E 表示所述第一转换关系, T_B^E 表示所述第三转换关系, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, $(T_{NDI}^M)^{-1}$ 表示所述第六转换关系的逆。

[0127] 请参阅图4,在图4中包括棋盘格401、第一标志物402、第二标志物403、探针404及光学追踪设备NDI405。所述第一标志物402设置在棋盘格401上。第二标志物403设置在探针404上。举例来说,第一获取子模块10011可以获取棋盘格401所在的第四坐标系到处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系的第三转换关系。

[0128] 请参阅图5,图5为本发明提供的手术导航系统的另一实施例的示意图。在图5中包括棋盘格501、第一标志物502、目标标志物503、内窥镜504及光学追踪设备NDI505。

[0129] 举例来说,确定子模块10012可以基于最小二乘刚性变换算法,确定棋盘格501所在第四坐标系到所述第一标志物502所在第五坐标系的第四转换关系。

[0130] 第二获取子模块10013可以通过光学追踪设备505,确定所述光学追踪设备505所在第六坐标系到所述第一标志物502所在第五坐标系的第五转换关系。

[0131] 第三获取子模块10014可以通过光学追踪设备505,确定所述光学追踪设备505所在第六坐标系到所述目标标志物503所在第一坐标系的第六转换关系。

[0132] 请参阅图12,如图12所示,所述确定子模块包括:

[0133] 第一确定单元100121,用于在所述第四坐标系中确定所述棋盘格的第一角点的第一坐标 X_B ;

[0134] 获取单元100122,用于通过所述探针在所述棋盘格上获取一物理坐标;

[0135] 第二确定单元100123,通过所述光学追踪设备,确定所述第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系;

[0136] 计算单元100124,用于根据公式(4) $X_{M2} = T_{NDI}^{M1} T_{M2}^{NDI} X_{M1}$,确定所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, X_{M2} 表示所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, T_{M2}^{NDI} 表示所述第七转换关系, X_{M1} 表示所述物理坐标;

[0137] 第三确定单元100125,用于基于所述第一坐标 X_B 、第二坐标 X_{M2} 及最小二乘刚性变

换算法,确定所述第四坐标系到所述第五坐标系的第四转换关系。

[0138] 举例来说,请参阅图4,第一确定单元100121从棋盘格401中选择一个角点作为所述第一角点,获取棋盘格401所在第四坐标系中第一角点对应的第一坐标 X_B 。

[0139] 探针404设置有第二标志物403,获取单元100122通过探针404在棋盘格401获取一物理坐标,可以记为 X_{M1} 。

[0140] 第二确定单元100123可以通过光学追踪设备405,确定光学追踪设备405所在第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系。

[0141] 可以理解的是,已知 X_{M2} 和 X_B 存在如下关系: $X_{M2} = T_B^{M1} X_B = R X_B + T$, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系,问题转化为求旋转矩阵R和平移矩阵T。可以通过采用最小二乘方法找到 X_{M2} 和 X_B 之间最佳的刚性转换矩阵。

[0142] 补充说明的是,设置在内窥镜镜管上或者设置于CCD上的目标标志物,设置在内窥镜镜管的追踪标志物,所述棋盘格设置有第一标志物,设置在探针上的第二标志物可以为同类型的标志物,也可以为不同类型的标志物。

[0143] 本发明提供的手术导航系统,能够在内窥镜镜头旋转后,实时获取内窥镜镜头与标志物之间的转换关系,能够提高内窥镜镜头与标志物之间的转换关系的准确度,从而可以提高手术导航过程中的安全性。

[0144] 本发明进一步提供一种电子设备,电子设备包括CCD、内窥镜镜头及目标标志物。参见图13,图13是本发明实施例提供的电子设备的结构图,如图13所示,电子设备1300包括:处理器1301、总线接口及收发机1302,其中:

[0145] 处理器1301,用于获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系;获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵;基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。

[0146] 可选的,所述处理器1301执行所述基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系包括:

[0147] 在所述目标标志物设置于所述CCD上的情况下,根据公式(1) $T_M^{E1} = T_e T_E^{E1} T_M^E$,计算所述二转换关系,所述公式(1)中, T_M^{E1} 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩阵, T_E^{E1} 表示所述内窥镜镜头的初始位置与旋转后位置之间的转换关系, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0148] 可选的,所述处理器1301执行所述基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵,确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系包括:

[0149] 在所述目标标志物设置于内窥镜镜管上的情况下,根据公式(2) $T_M^{E1} = T_e T_M^E$,计算所述第二转换关系,所述公式(2)中, T_M^{E1} 表示所述第二转换关系, T_e 表示所述自转补偿矩

阵, T_M^E 表示所述第一转换关系。

[0150] 可选的, 所述电子设备还包括光学追踪设备、棋盘格, 所述棋盘格设置有第一标志物;

[0151] 所述处理器1301执行所述获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系包括:

[0152] 获取所述棋盘格所在第四坐标系到所述第二坐标系的第三转换关系;

[0153] 基于最小二乘刚性变换算法, 确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系;

[0154] 通过所述光学追踪设备, 确定所述光学追踪设备所在第六坐标系到所述第五坐标系的第五转换关系;

[0155] 通过所述光学追踪设备, 确定所述第六坐标系到所述第一坐标系的第六转换关系;

[0156] 基于公式 (3) $T_M^E = T_B^E T_{M1}^B T_{NDI}^{M1} (T_{NDI}^M)^{-1}$, 计算所述第一转换关系, 所述公式 (3) 中, T_M^E 表示所述第一转换关系, T_B^E 表示所述第三转换关系, T_{M1}^B 表示所述第四转换关系, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, $(T_{NDI}^M)^{-1}$ 表示所述第六转换关系的逆。

[0157] 可选的, 所述电子设备还包括探针, 所述探针设置有第二标志物, 所述处理器1301执行所述基于最小二乘刚性变换算法, 确定所述第四坐标系到所述第一标志物所在第五坐标系的第四转换关系包括:

[0158] 在所述第四坐标系中确定所述棋盘格的第一角点的第一坐标 X_B ;

[0159] 通过所述探针在所述棋盘格上获取一物理坐标;

[0160] 通过所述光学追踪设备, 确定所述第六坐标系到所述第二标志物所在第七坐标系的第七转换关系;

[0161] 根据公式 (4) $X_{M2} = T_{NDI}^{M1} T_{M2}^{NDI} X_{M1}$, 确定所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, X_{M2} 表示所述第一角点在第五坐标系中的第二坐标, T_{NDI}^{M1} 表示所述第五转换关系, T_{M2}^{NDI} 表示所述第七转换关系, X_{M1} 表示所述物理坐标;

[0162] 基于所述第一坐标 X_B 、第二坐标 X_{M2} 及最小二乘刚性变换算法, 确定所述第四坐标系到所述第五坐标系的第四转换关系。

[0163] 在本发明实施例中, 电子设备1300还包括: 存储器1303。在图13中, 总线架构可以包括任意数量的互联的总线和桥, 具体由处理器1301代表的一个或多个处理器和存储器1303代表的存储器的各种电路链接在一起。总线架构还可以将诸如外围设备、稳压器和功率管理电路等之类的各种其他电路链接在一起, 这些都是本领域所公知的, 因此, 本文不再对其进行进一步描述。总线接口提供接口。收发机1302可以是多个元件, 即包括发送机和接收机, 提供用于在传输介质上与各种其他装置通信的单元。处理器1301负责管理总线架构和通常的处理, 存储器1303可以存储处理器1301在执行操作时所使用的数据。

[0164] 本发明实施例还提供一种存储介质, 存储介质上存储有计算机程序, 该计算机程序被处理器执行时实现上述校正方法的实施例的各个过程, 且能达到相同的技术效果, 为避免重复, 这里不再赘述。其中, 所述存储介质, 如只读存储器 (Read-Only Memory, 简称

ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,简称RAM)、磁碟或者光盘等。

[0165] 以上仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

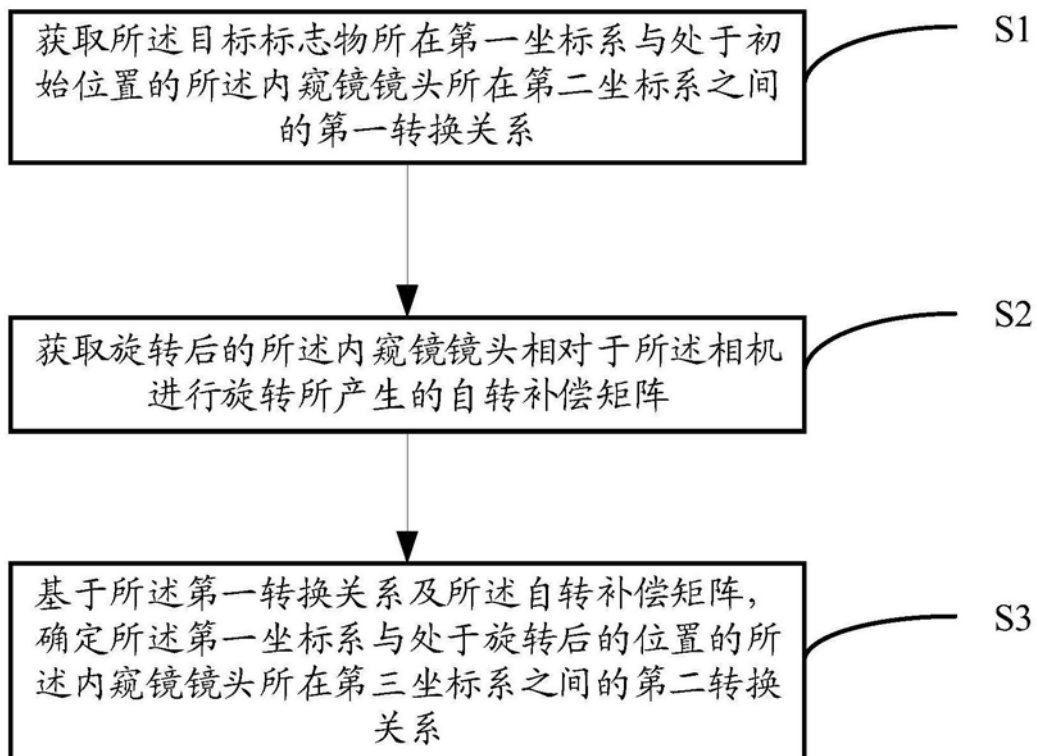


图1

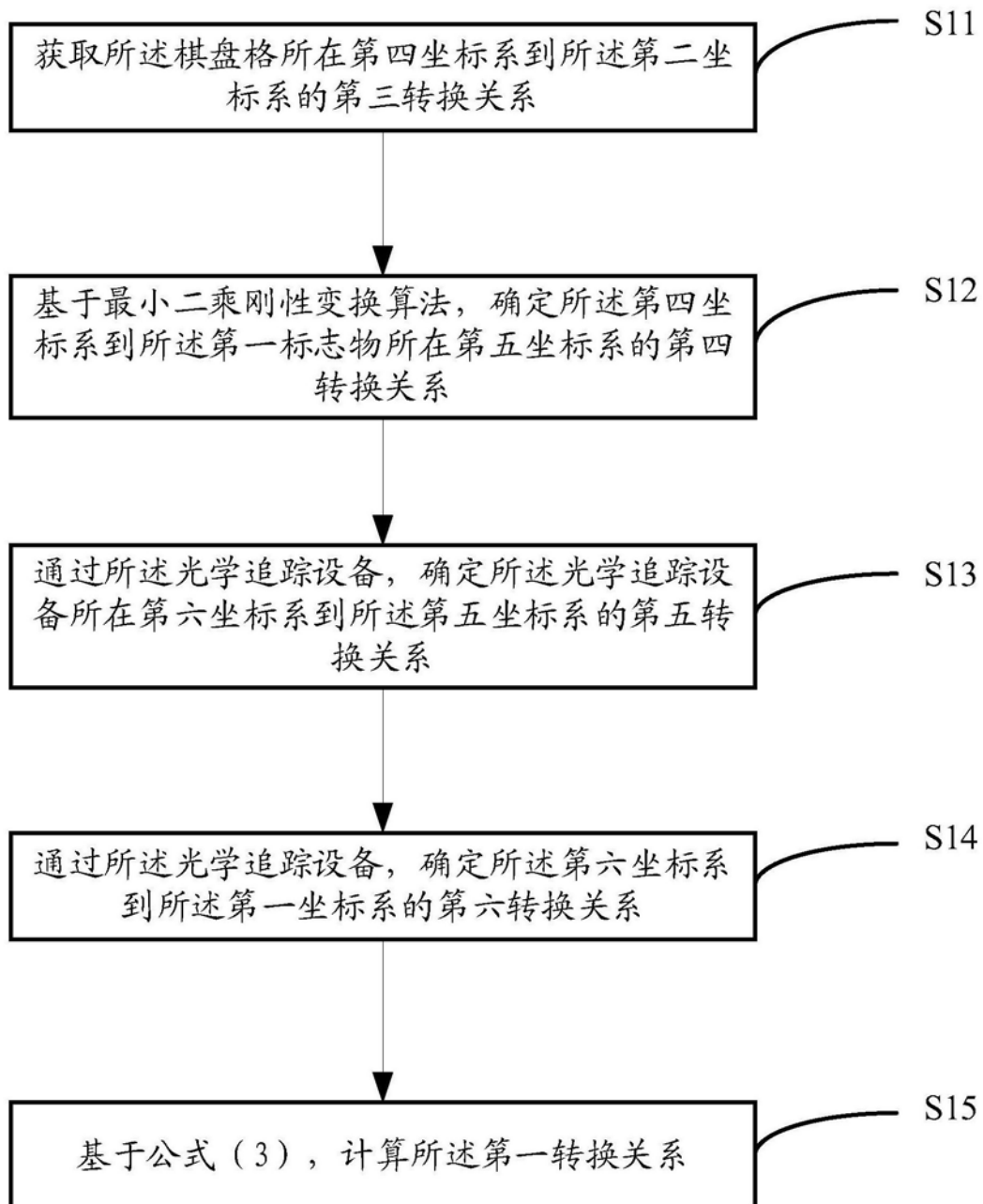


图2

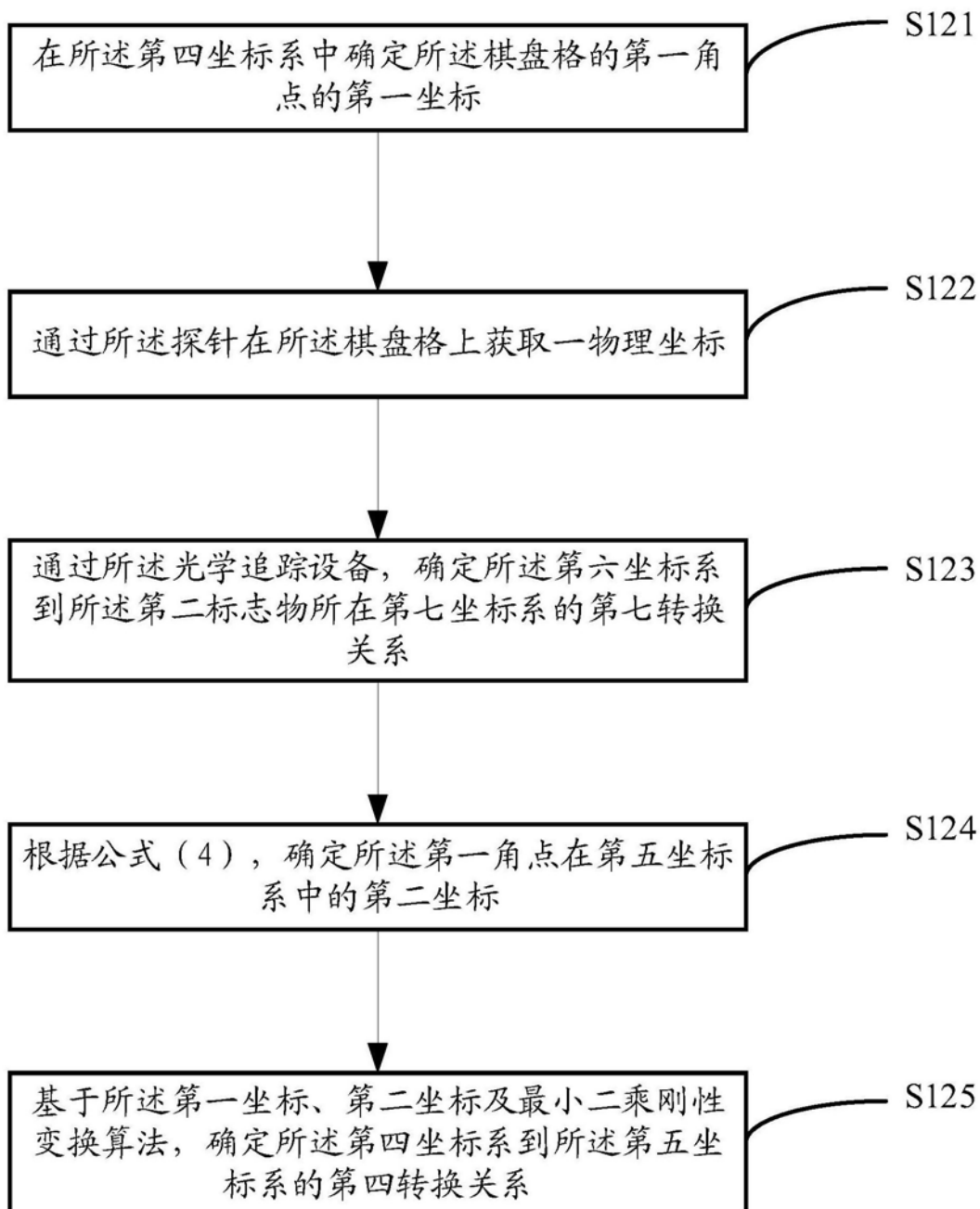


图3

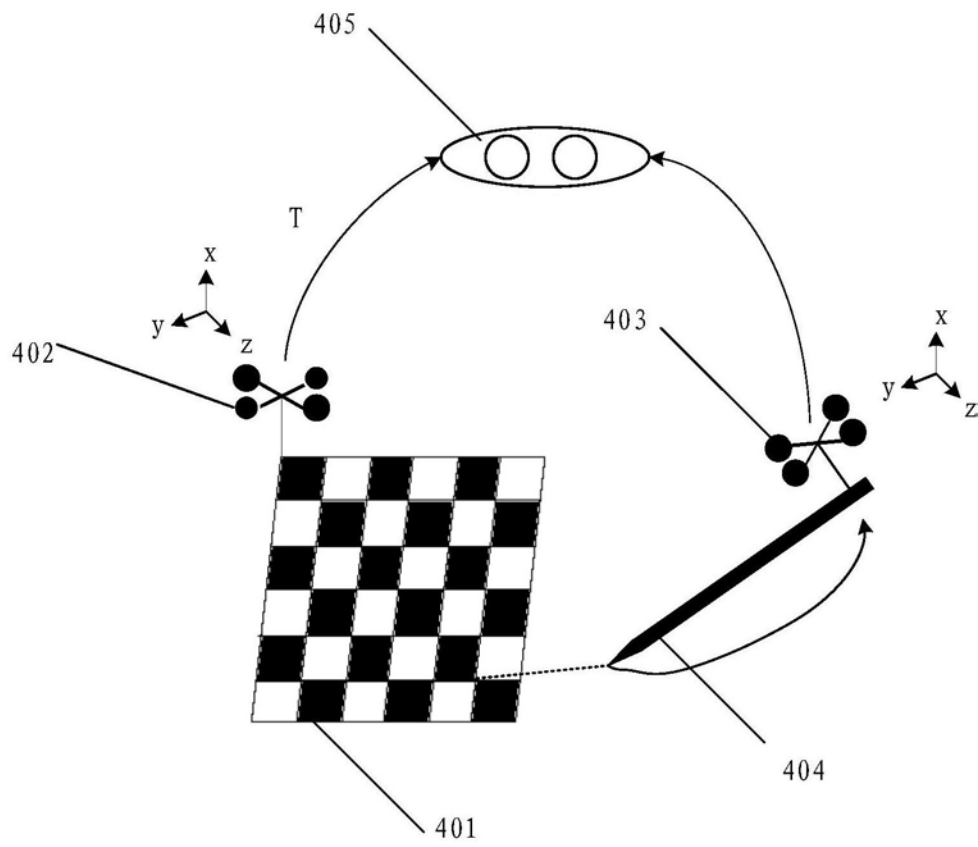


图4

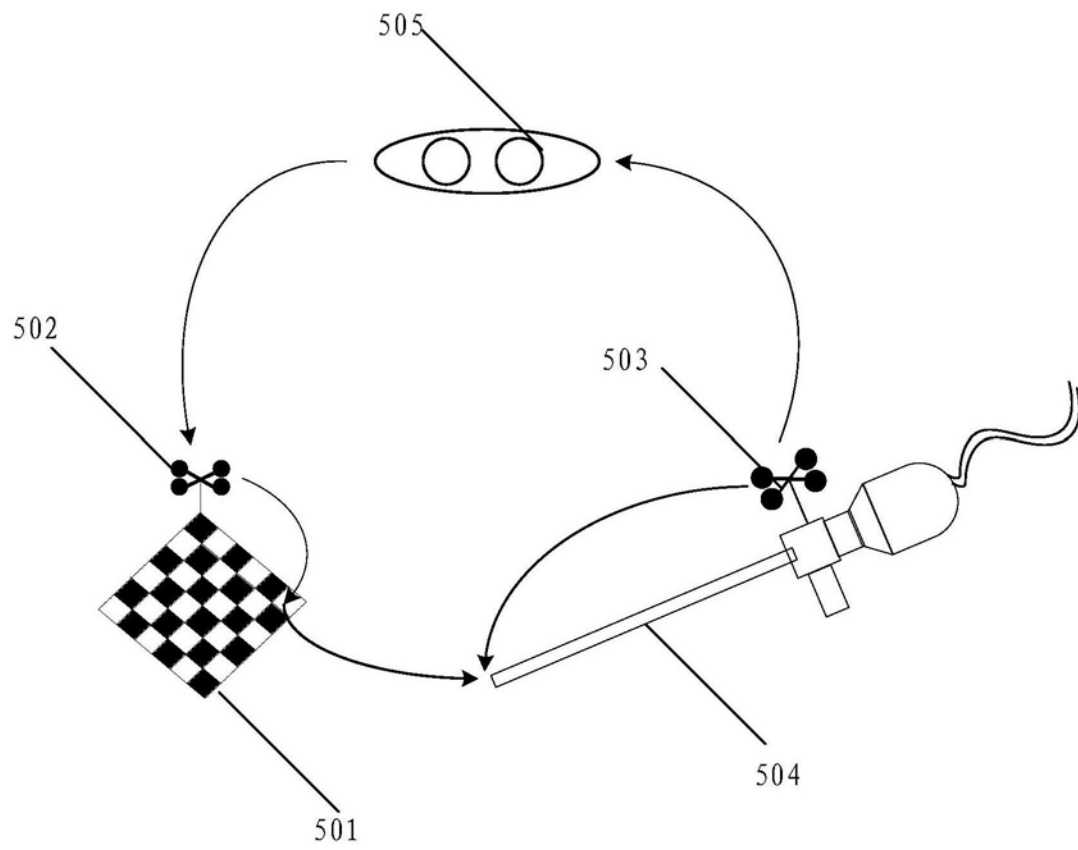


图5

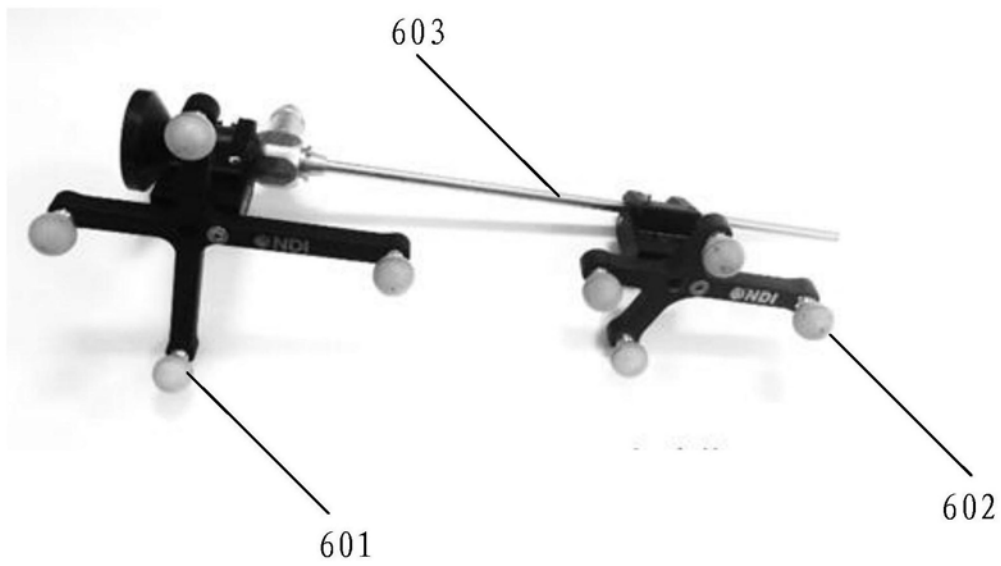


图6

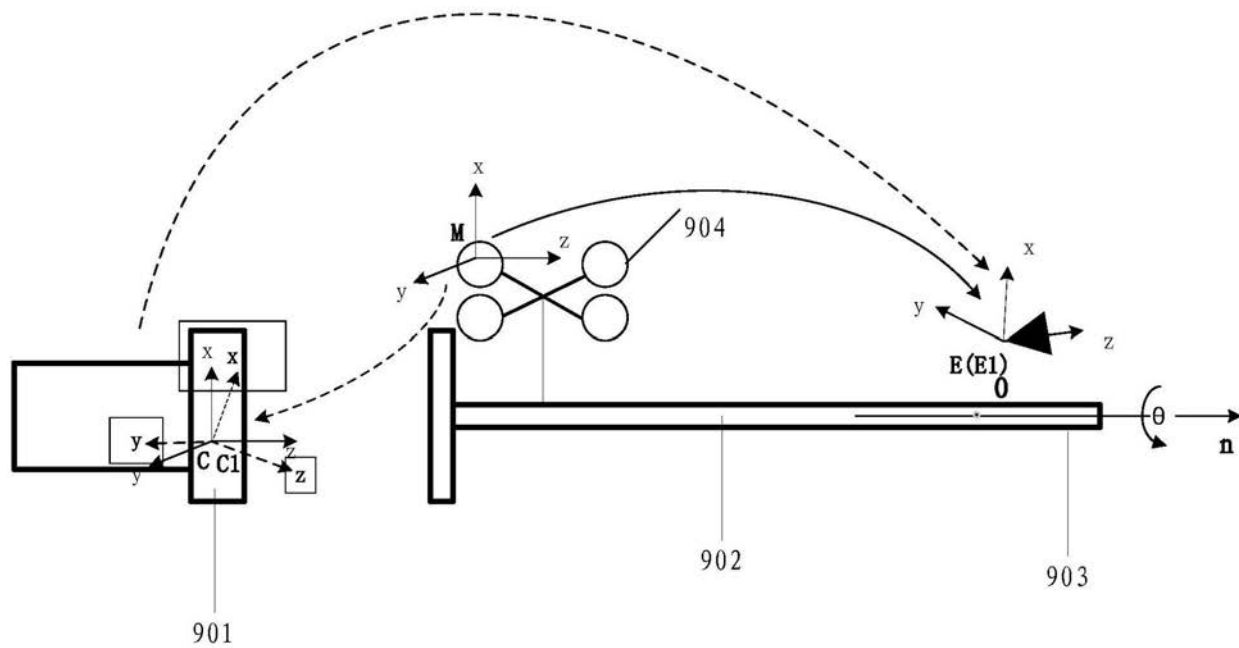


图9

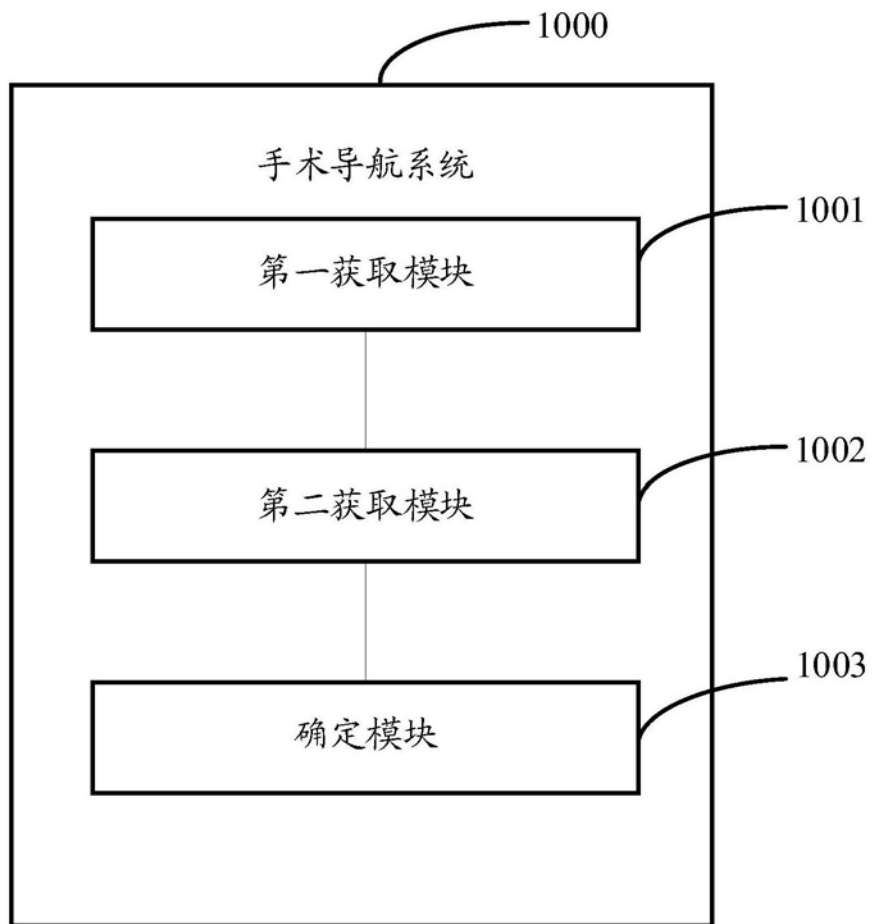


图10

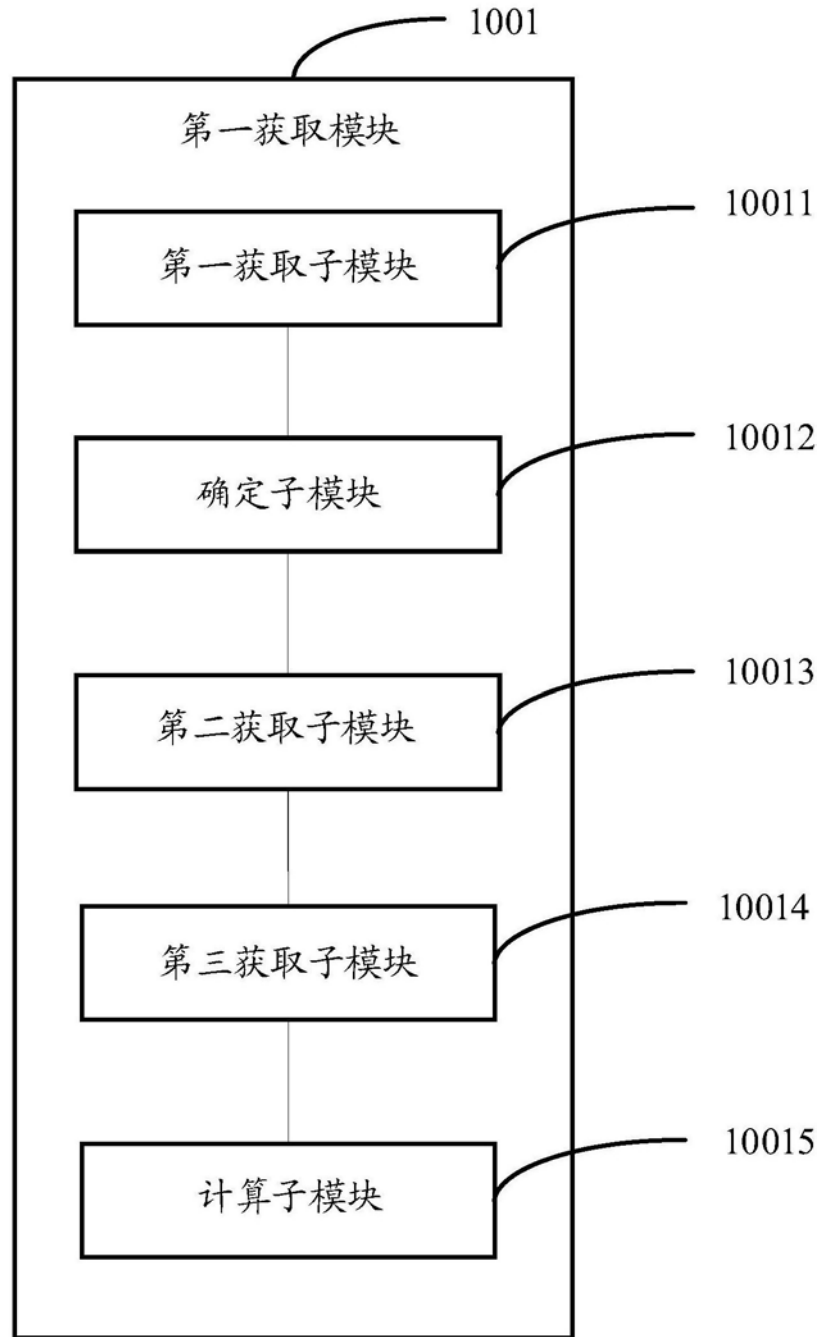


图11

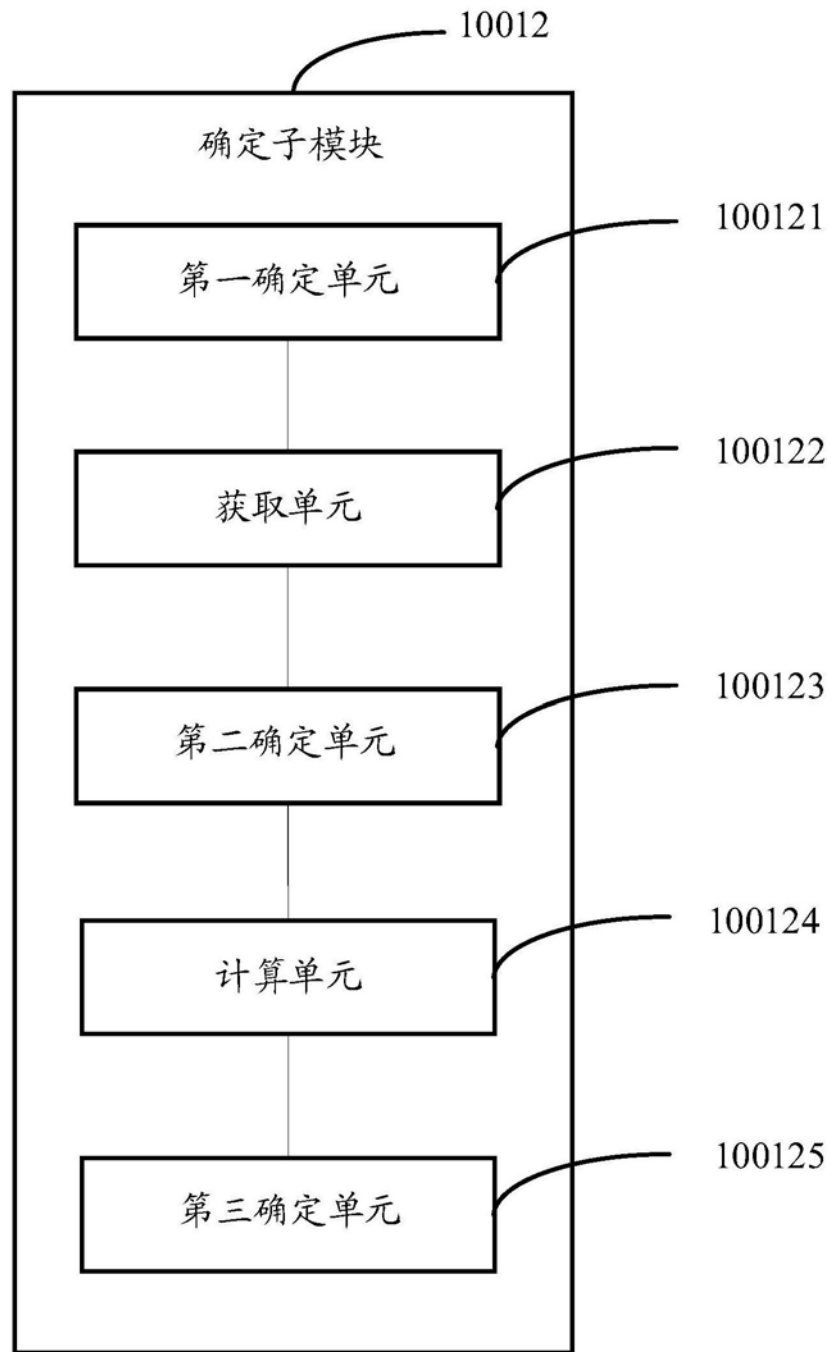


图12

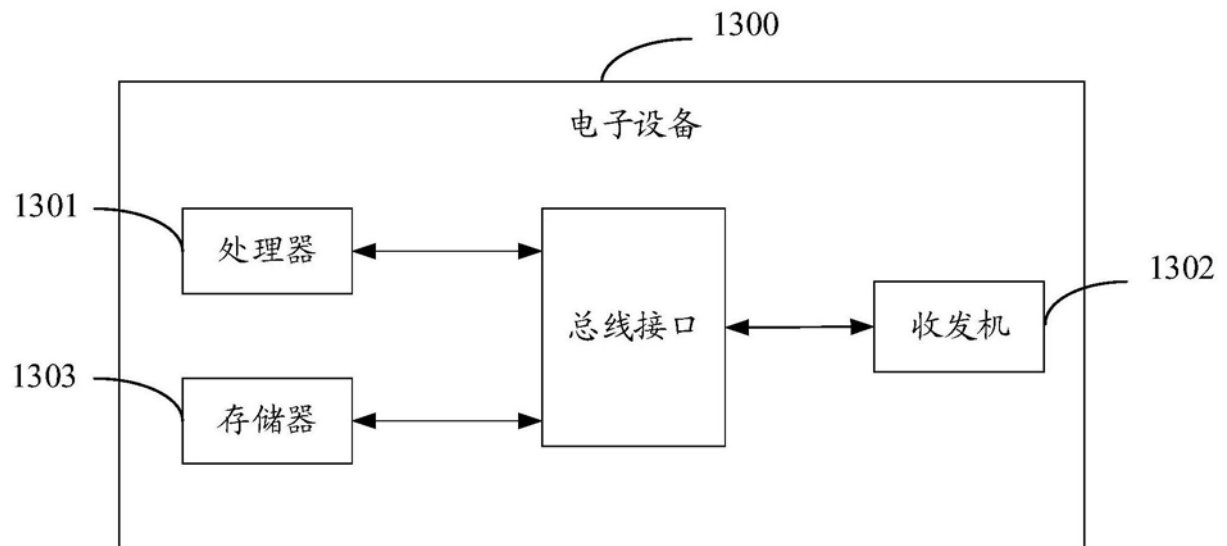


图13

专利名称(译)	一种校正方法、手术导航系统、电子设备及存储介质		
公开(公告)号	CN108969099A	公开(公告)日	2018-12-11
申请号	CN201810830948.8	申请日	2018-07-26
[标]发明人	杨峰 武潺		
发明人	杨峰 武潺		
IPC分类号	A61B34/20 A61B6/03		
CPC分类号	A61B6/032 A61B6/5205 A61B6/5211 A61B34/20 A61B2034/2068		
代理人(译)	刘菊美		
其他公开文献	CN108969099B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供校正方法、手术导航系统、电子设备及存储介质，该方法包括：获取所述目标标志物所在第一坐标系与处于初始位置的所述内窥镜镜头所在第二坐标系之间的第一转换关系；获取旋转后的所述内窥镜镜头相对于所述CCD进行旋转所产生的自转补偿矩阵；基于所述第一转换关系及所述自转补偿矩阵，确定所述第一坐标系与处于旋转后的位置的所述内窥镜镜头所在第三坐标系之间的第二转换关系。本发明提供的方法、手术导航系统、电子设备及存储介质，能够在内窥镜镜头旋转后，实时获取内窥镜镜头与标志物之间的转换关系，能够提高内窥镜镜头与标志物之间的转换关系的准确度，从而可以提高手术导航过程中的安全性。

