



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103169445 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201310132303. 4

(22) 申请日 2013. 04. 16

(73) 专利权人 苏州朗开医疗技术有限公司

地址 215200 江苏省苏州市吴江市吴江科技
创业园长安路 2358 号 B 楼 409

(72) 发明人 易新 戴政国 庄凌峰

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
公司 11227

代理人 王宝筠

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/06(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2012/0287238 A1, 2012. 11. 15,

US 2005/0033164 A1, 2005. 02. 10,

CN 1957834 A, 2007. 05. 09,

CN 101632570 A, 2010. 01. 27,

WO 2012/108085 A1, 2012. 08. 16,

CN 102740755 A, 2012. 10. 17,

CN 102999902 A, 2013. 03. 27,

审查员 王歆媛

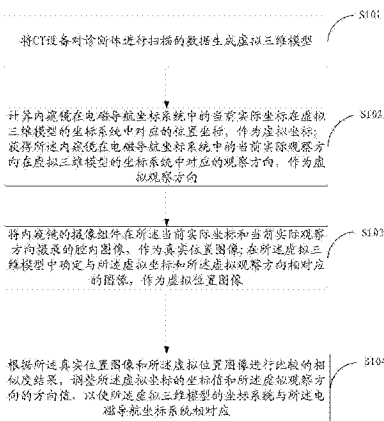
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

一种内窥镜的导航方法及系统

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜的导航方法,包括将CT设备对诊断体进行扫描的数据生成虚拟三维模型,计算内窥镜的当前实际坐标在虚拟三维模型的坐标系统中对应的虚拟坐标,获得所述内窥镜的在虚拟三维模型的坐标系统中对应的虚拟观察方向,将内窥镜的摄像组件在当前实际坐标和当前实际观察方向摄录的腔内图像作为真实位置图像,在虚拟三维模型中确定与虚拟坐标和虚拟观察方向对应的图像作为虚拟位置图像,根据真实位置图像和虚拟位置图像进行比较的相似度结果,调整虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值,以使虚拟三维模型的坐标系统与电磁导航坐标系统相对应。可以解决电磁导航系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标和图像不一致的问题。



1. 一种内窥镜导航系统,其特征在于,包括:虚拟模型生成模块、虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块、图像获取模块和虚拟系统比较调整模块;

所述虚拟模型生成模块,用于将CT设备对诊断体进行扫描的数据生成虚拟三维模型;

所述虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块,用于计算内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际坐标在虚拟三维模型的坐标系统中对应的位置坐标,作为虚拟坐标;获得所述内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际观察方向在虚拟三维模型的坐标系统中对应的观察方向,作为虚拟观察方向;

所述图像获取模块,用于将内窥镜的摄像组件在所述当前实际坐标和当前实际观察方向摄录的腔内图像,作为真实位置图像;在所述虚拟三维模型中确定与所述虚拟坐标和所述虚拟观察方向相对应的图像,作为虚拟位置图像;

所述虚拟系统比较调整模块,用于根据所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较的相似度结果,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,以使所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航坐标系统相对应。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜导航系统,其特征在于,所述虚拟系统比较调整模块包括:图像比较计算子模块、坐标方向调整子模块、图像获取子模块和虚拟坐标方向系统调整子模块;

所述图像比较计算子模块,用于将所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的进行比较,计算所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度的值;

所述坐标方向调整子模块,用于若所述相似度的值落入纠错区间,则调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值;

所述图像获取子模块,用于按照调整后的所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值获取所述虚拟位置图像;再次调用所述图像比较计算子模块,比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度,若所述相似度的值小于或等于纠错区间内的最大值,再次调用坐标方向调整子模块,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,并调用图像获取子模块再次获取所述虚拟位置图像进行图像相似度比较;直到在所述图像比较计算子模块中的计算出的相似度的值大于所述纠错区间内的最大值;

所述虚拟坐标方向系统调整子模块,用于以所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统,使与所述电磁导航坐标系统相对应。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜导航系统,其特征在于,所述虚拟坐标方向系统调整子模块包括:差值计算子模块和调整子模块;

所述差值计算子模块,用于确定所述虚拟坐标的坐标值和所述当前实际坐标的坐标值的差值,作为坐标差值,以及所述虚拟观察方向的方向值与所述当前实际观察方向的方向值的差值,作为方向差值;

所述虚拟坐标方向系统调整子模块包括的调整子模块,用于以所述坐标差值和方向差值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航坐标系统相对应。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜导航系统,其特征在于,所述虚拟系统比较调整模块还包括:图像匹配失败子模块;

所述图像匹配失败子模块,用于若所述相似度的值小于所述纠错区间内的最小值,提示当前所述真实位置图像和所述虚拟位置图像不匹配。

5.根据权利要求2所述的内窥镜导航系统,其特征在于,所述坐标方向调整子模块中的纠错区间为0.5至0.8。

一种内窥镜的导航方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗内窥镜技术领域,特别涉及一种内窥镜的导航方法及系统。

背景技术

[0002] 内窥镜作为一种医疗检查工具,具有创伤面小、操作简单、显示图像真实等特点,现已经在众多的医疗领域进行使用,例如在呼吸系统、肠胃腔内等。

[0003] 在使用内窥镜时,需要将内窥镜从例如口腔或鼻腔伸入人体,在内窥镜导航系统的协助下,进入不同的人体器官。医生根据内窥镜拍摄到的图像来观察需要显示的器官,进而实现X射线所不能显示的器官病变等功能。例如,可以观察胃内的溃疡情况,据此制定出最佳的治疗方案。

[0004] 现有技术中的常用方法是使用内窥镜电磁导航系统+图像引导的方式。

[0005] 其中,电磁导航系统的使用方法为:

[0006] 在内窥镜的头端安装定位传感器。在手术床上安装平板磁场发生器,患者平躺在手术床上。在手术过程中,定位传感器依靠平板磁场发生器产生的磁场来跟踪内窥镜,从而实现内窥镜的体内导航。

[0007] 为了降低电磁导航系统因外在的干扰造成的影响,现有技术通常进一步采用通过图像显示的内容进行影像辅助导航。但在内窥镜检查的时候,常常会在腔内有一些异常情形出现,比如腔内出血,此时当前的实际内窥镜影像无法提供给外科医生任何帮助,使得手术操作难度增加。

[0008] 现有技术中还有部分导航系统使用以虚拟三维模型配合电磁导航系统操作,通过生成的虚拟模型进行导航。但这种系统也存在着问题:由于腔体内的情况复杂,有时电磁系统坐标和虚拟三维模型中的坐标不能完全一致,例如:人体在正躺时和侧躺时内部腔体的结构都会有所变化,所以在一定情况下电磁系统中的真实位置坐标上能够观察到的图像和虚拟坐标下观察到的图像是不一致的,而这种图像的不一致会造成严重的医疗事故。

发明内容

[0009] 本发明要解决的技术问题是提供一种内窥镜导航方法及系统,解决了在电磁系统中的真实位置坐标上观察到的图像和虚拟坐标下观察到的图像不一致的情况,减少由此带来的医疗事故的风险。

[0010] 一种内窥镜的导航方法,其特征在于,包括:

[0011] 将CT设备对诊断体进行扫描的数据生成虚拟三维模型;

[0012] 计算内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际坐标在虚拟三维模型的坐标系统中对应的位置坐标,作为虚拟坐标;获得所述内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际观察方向在虚拟三维模型的坐标系统中对应的观察方向,作为虚拟观察方向;

[0013] 将内窥镜的摄像组件在所述当前实际坐标和当前实际观察方向摄录的腔内图像,作为真实位置图像;在所述虚拟三维模型中确定与所述虚拟坐标和所述虚拟观察方向相对

应的图像,作为虚拟位置图像;

[0014] 根据所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较的相似度结果,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,以使所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航坐标系统相对应。

[0015] 优选地,所述按照所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较的相似度结果,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,以使所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航系统坐标系统相对应,具体为:

[0016] 将所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行图像比较,计算所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度的值;

[0017] 若所述相似度的值落入所述纠错区间,则调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值;

[0018] 按照调整后的所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值获取所述虚拟位置图像;

[0019] 比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度,若所述相似度的值小于或等于纠错区间内的最大值,再次调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,获取所述虚拟位置图像并进行图像相似度比较;直到所述相似度的值大于所述纠错区间内的最大值;

[0020] 以所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统,使与所述电磁导航系统坐标系统相对应。

[0021] 优选地,所述以所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航坐标系统相对应,具体为:

[0022] 确定所述虚拟坐标的坐标值和所述当前实际坐标的坐标值的差值,作为坐标差值,以及所述虚拟观察方向的方向值与所述当前实际观察方向的方向值的差值,作为方向差值;

[0023] 以所述坐标差值和方向差值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航坐标系统相对应。

[0024] 优选地,其特征在于,还包括:

[0025] 若所述相似度的值小于所述纠错区间内的最小值,提示当前所述真实位置图像和所述虚拟位置图像不匹配。

[0026] 优选地,所述纠错区间为0.5至0.8。

[0027] 一种内窥镜导航系统,其特征在于,包括:虚拟模型生成模块、虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块、图像获取模块和虚拟系统比较调整模块;

[0028] 所述虚拟模型生成模块,用于将CT设备对诊断体进行扫描的数据生成虚拟三维模型;

[0029] 所述虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块,用于计算内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际坐标在虚拟三维模型的坐标系统中对应的位置坐标,作为虚拟坐标;获得所述内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际观察方向在虚拟三维模型的坐标系统中对应的观察方向,作为虚拟观察方向;

[0030] 所述图像获取模块,用于将内窥镜的摄像组件在所述当前实际坐标和当前实际观

察方向摄录的腔内图像,作为真实位置图像;在所述虚拟三维模型中确定与所述虚拟坐标和所述虚拟观察方向相对应的图像,作为虚拟位置图像;

[0031] 所述虚拟系统比较调整模块,用于根据所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较的相似度结果,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,以使所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航系统坐标系统相对应。

[0032] 优选地,所述虚拟系统比较调整模块包括:图像比较计算子模块、坐标方向调整子模块、图像获取子模块和虚拟坐标方向系统调整子模块;

[0033] 所述图像比较计算子模块,用于将所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的进行图像比较,计算所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度的值;

[0034] 所述坐标方向调整子模块,用于若所述相似度的值落入所述纠错区间,则调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值;

[0035] 所述图像获取子模块,用于按照调整后的所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值获取所述虚拟位置图像;再次调用所述图像比较计算子模块,比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度,若所述相似度的值小于或等于纠错区间内的最大值,再次调用坐标方向调整子模块,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,并调用图像获取子模块再次获取所述虚拟位置图像进行图像相似度比较;直到在所述图像比较计算子模块中的计算出的相似度的值大于所述纠错区间内的最大值;

[0036] 所述虚拟坐标方向系统调整子模块,用于以所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统,使与所述电磁导航坐标系统相对应。

[0037] 优选地,所述虚拟坐标方向系统调整子模块包括:差值计算子模块和调整子模块;

[0038] 所述差值计算子模块,用于确定所述虚拟坐标的坐标值和所述当前实际坐标的坐标值的差值,作为坐标差值,以及所述虚拟观察方向的方向值与所述当前实际观察方向的方向值的差值,作为方向差值;

[0039] 所述调整子模块,用于以所述坐标差值和方向差值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航系统坐标系统相对应。

[0040] 优选地,所述虚拟系统比较调整模块还包括:图像匹配失败子模块;

[0041] 所述图像匹配失败子模块,用于若所述相似度的值小于所述纠错区间内的最小值,提示当前所述真实位置图像和所述虚拟位置图像不匹配。

[0042] 优选地,所述坐标方向调整子模块中的纠错区间为0.5至0.8。

[0043] 与现有技术相比,本发明具有以下优点:

[0044] 本发明在使用传统导航系统时,使用扫描数据生成三维模型,根据在电磁导航坐标系统中内窥镜的当前坐标和当前观察方向,计算出在虚拟三维模型中对应的虚拟坐标和虚拟观察方向,获取内窥镜当前位置的腔内图像,作为真实位置图像,并在虚拟三维模型中确定与虚拟坐标和虚拟观察方向相对应的图像作为虚拟位置图像,比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像,根据比较结果调整虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值,实现电磁导航坐标系统和虚拟导航系统中当前内窥镜位置坐标的一致。通过使用以上方法,可以解决电磁导航系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标一致图像不一致,或图像一致但坐标不一致的问题。

附图说明

- [0045] 图1是本发明提供一种内窥镜导航方法的实施例一的流程图；
[0046] 图2是本发明提供一种内窥镜导航方法的实施例二的流程图；
[0047] 图3是本发明提供一种内窥镜导航方法的实施例三的流程；
[0048] 图4是本发明提供一种内窥镜导航系统的实施例一的结构框图；
[0049] 图5是本发明提供一种内窥镜导航系统的实施例二的结构框图；
[0050] 图6是本发明提供一种内窥镜导航系统的实施例三的结构框图。

具体实施方式

[0051] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。

[0052] 参见图1，该图为本发明提供一种内窥镜导航方法的实施例一的流程图。

[0053] 本实施例提供一种内窥镜的导航方法，包括以下步骤：

[0054] S101：在手术前使用医学CT设备对诊断体进行扫描，根据扫描后的切片图像数据生成虚拟三维模型，如对呼吸道系统进行扫描，生成呼吸道系统的三维模型。

[0055] S102：在手术操作过程中，计算在电磁导航坐标系统中内窥镜当前位置实际坐标在虚拟三维模型中对应的位置坐标，作为虚拟坐标；获得所述内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际观察方向在虚拟三维模型的坐标系统中对应的观察方向，作为虚拟观察方向。

[0056] 例如在电磁导航坐标系统中当前位置实际坐标为(2,2,2)，当前的实际观察方向北45度，则确定在虚拟三维模型中的虚拟坐标点(2,2,2)和虚拟观察方向北45度。

[0057] S103：将内窥镜的摄像组件在所述当前实际坐标和当前实际观察方向摄录的腔内图像，作为真实位置图像。在所述虚拟三维模型中确定与所述虚拟坐标和所述虚拟观察方向相对应的图像，作为虚拟位置图像。

[0058] 例如：将所述内窥镜上安装的摄像组件在电磁导航坐标系统中的当前实际坐标(2,2,2)和当前实际观察方向北45度摄录的腔内图像，作为真实位置图像。在所述虚拟三维模型中根据所述虚拟坐标(2,2,2)和所述虚拟观察方向北45度，确定在该位置和方向可以观察到的图像，作为虚拟位置图像。

[0059] S104：根据所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较的相似度结果，调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值，以使所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航系统坐标系统相对应。

[0060] 例如：将所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较，如得到的结果为不近似，则将虚拟坐标的坐标值修改为(2,4,2)，将虚拟观察方向的方向值修改为北47度，使得在虚拟三维模型中的坐标(2,4,2)和电磁导航坐标系统中的坐标(2,2,2)相对应，使得在虚拟三维模型中的坐标方向北47度和电磁导航坐标系统中的坐标方向北45度相对应。

[0061] 本实施例通过扫描数据生成三维模型，根据在电磁导航坐标系统中内窥镜的当前坐标和当前观察方向，计算出在虚拟三维模型中对应的虚拟坐标和虚拟观察方向，获取内窥镜当前位置的腔内图像，作为真实位置图像，并在虚拟三维模型中确定与虚拟坐标和虚

拟观察方向相对应的图像作为虚拟位置图像,比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像,根据比较结果调整虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值,实现电磁导航坐标系统和虚拟导航系统中当前内窥镜位置坐标的一致。通过使用以上方法,可以解决电磁导航坐标系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标一致图像不一致,或图像一致但坐标不一致的问题。

[0062] 参见图2,该图为本发明提供的一种内窥镜导航方向的第二实施例的流程图。

[0063] 本实施例中的S201-S203与实施例一中的S101-S103相同,对此不再阐述。

[0064] S204:将所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行图像比较,通过图像算法计算所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度的值。

[0065] S205:若所述相似度的值落入所述纠错区间,则认为所述真实位置图像和所述虚拟位置图像部分近似,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值。

[0066] 例如:计算后相似度的值以小数表示为0.6,所述纠错区间为0.5-0.8,所述相似度的值0.6落入了所述纠错区间,则将所述虚拟三维模型中的虚拟坐标(2,2,2)变更为(2,3,2),将虚拟观察方向北45度变更为北46度。

[0067] S206:按照调整后的所述虚拟坐标的坐标值(2,3,2)和所述虚拟观察方向的方向值北46度获取所述虚拟位置图像。

[0068] S207:再次将所述真实位置图像和新获得的虚拟位置图像进行比较,并计算相似度,若所述相似度的值小于或等于纠错区间内的最大值,再次调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,获取所述虚拟位置图像并进行图像相似度比较;直到所述相似度的值大于所述纠错区间内的最大值。

[0069] 例如:在虚拟坐标(2,3,2)和虚拟观察方向北46度获得的虚拟位置图像和真实位置图像再次进行比较计算后得到的相似度值为0.7,仍旧落入了纠错区间(0.5-0.8)的范围,则继续修改虚拟坐标,将虚拟坐标值变更为(2,4,2),虚拟观察方向的方向值变更为北47度。

[0070] 按照调整后的所述虚拟坐标(2,4,2)和所述虚拟观察方向北47度获取所述虚拟位置图像。

[0071] 再次将所述真实位置图像和新获得的虚拟位置图像进行比较,并计算相似度,若所述相似度的值为0.9大于所述纠错区间内的最大值0.8,则不再进行调。当前的虚拟坐标为(2,4,2),当前的虚拟观察方向为北47度。

[0072] S208:以所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统,使与所述电磁导航坐标系统相对应。

[0073] 本实施例通过对使用扫描数据生成三维模型,根据在电磁导航坐标系统中内窥镜的当前坐标和当前观察方向,计算出在虚拟三维模型中对应的虚拟坐标和虚拟观察方向,获取内窥镜当前位置的腔内图像,作为真实位置图像,并在虚拟三维模型中确定与虚拟坐标和虚拟观察方向相对应的图像作为虚拟位置图像,比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像,若比较结果落入纠错区间,对虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值进行累加修改,以实现虚拟图像和真实图像的高度吻合,再对虚拟三维模型的坐标系统进行修改,使得电磁导航坐标系统和虚拟导航系统中当前内窥镜位置坐标一致。通过使用以上方法,可以解决电磁导航系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标一致图像不一

致,或图像一致但坐标不一致的问题。

[0074] 参见图3,该图为本发明提供的一种内窥镜导航方向的第三实施例的流程图。

[0075] 本实施例的S301-S307步骤与实施例二中的S201-S207步骤相同,在此不再阐述。

[0076] S308:确定所述虚拟坐标的坐标值和所述电磁导航坐标系统中内窥镜的当前实际坐标的坐标值的差值,作为坐标差值,以及所述虚拟观察方向的方向值与所述当前实际观察方向的方向值的差值,作为方向差值。

[0077] 例如:当前虚拟坐标为(2,4,2),虚拟观察方向为北47度,则计算出虚拟坐标和当前实际坐标(2,2,2)的差值为(0,2,0),计算出虚拟观察方向和当前实际观察方向北45度的差值为北2度。

[0078] S309:以所述坐标差值和方向差值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航系统的坐标系统相对应。

[0079] 例如:将虚拟三维模型中的坐标系统中的每个坐标值减差值(0,2,0),使得原虚拟坐标为(2,4,2)的位置,现在的坐标为(2,2,2)。

[0080] 将虚拟三维模型中的坐标系统的方向值减差值北2度,使得原虚拟观察方向为北47度,现在的观察方向为北45度。

[0081] 虚拟三维模型中的其它坐标也相应进行修改,使得虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航系统的坐标系统相对应。

[0082] 本实施例通过对使用扫描数据生成三维模型,根据在电磁导航系统中内窥镜的当前坐标和当前观察方向,计算出在虚拟三维模型中对应的虚拟坐标和虚拟观察方向,获取内窥镜当前位置的腔内图像,作为真实位置图像,并在虚拟三维模型中确定与虚拟坐标和虚拟观察方向相对应的图像作为虚拟位置图像,比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像,若比较结果落入纠错区间,对虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值进行累加修改,以实现虚拟图像和真实图像的高度吻合,再通过计算虚拟坐标与真实坐标,以及虚拟方向和真实方向的差值,以得到的差值来修改虚拟三维模型的坐标系统,使得电磁导航系统和虚拟导航系统中当前内窥镜位置坐标一致。通过使用以上方法,可以解决电磁导航系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标一致图像不一致,或图像一致但坐标不一致的问题。

[0083] 基于以上实施例提供的一种内窥镜的导航方法,本发明还提供了一种内窥镜导航系统,下面结合附图对其进行具体介绍。

[0084] 参见图4,该图是本发明提供的内窥镜导航系统的实施例一的原理框图。

[0085] 在本实施例所提供的内窥镜导航系统中,包括:虚拟模型生成模块401、虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块402、图像获取模块403、虚拟系统比较调整模块404。

[0086] 虚拟模型生成模块401,用于将CT设备对诊断体进行扫描的数据生成虚拟三维模型,如对呼吸道系统进行扫描,生成呼吸道系统的三维模型。

[0087] 虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块402:用于计算内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际坐标在虚拟三维模型的坐标系统中对应的位置坐标,作为虚拟坐标;获得所述内窥镜在电磁导航坐标系统中的当前实际观察方向在虚拟三维模型的坐标系统中对应的观察方向,作为虚拟观察方向。

[0088] 例如在电磁导航系统中当前位置实际坐标为(2,2,2),当前的实际观察方向北45

度,则确定在虚拟三维模型中的虚拟坐标点(2,2,2)和虚拟观察方向北45度。

[0089] 图像获取模块403:用于将内窥镜的摄像组件在所述当前实际坐标和当前实际观察方向摄录的腔内图像,作为真实位置图像;在所述虚拟三维模型中确定与所述虚拟坐标和所述虚拟观察方向相对应的图像,作为虚拟位置图像。

[0090] 例如:将所述内窥镜上安装的摄像组件在电磁导航坐标系统中的当前实际坐标(2,2,2)和当前实际观察方向北45度摄录的腔内图像,作为真实位置图像。在所述虚拟三维模型中根据所述虚拟坐标(2,2,2)和所述虚拟观察方向北45度,确定在该位置和方向可以观察到的图像,作为虚拟位置图像。

[0091] 虚拟系统比较调整模块404:用于根据所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较的相似度结果,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,以使所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航坐标系统坐标系统相对应。

[0092] 例如:将所述真实位置图像和所述虚拟位置图像进行比较,如得到的结果为不近似,则将虚拟坐标的坐标值修改为(2,4,2),将虚拟观察方向的方向值修改为北47度,使得在虚拟三维模型中的坐标(2,4,2)和电磁导航坐标系统中的坐标(2,2,2)相对应,使得在虚拟三维模型中的坐标方向北47度和电磁导航坐标系统中的坐标方向北45度相对应。

[0093] 本实施例提供一种内窥镜导航系统,包括:虚拟模型生成模块、虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块、图像获取模块、虚拟系统比较调整模块。由虚拟模型生成模块使用扫描数据生成三维模型。虚拟坐标和虚拟观察方向确定模块根据在电磁导航系统中内窥镜的当前坐标和当前观察方向,计算出在虚拟三维模型中对应的虚拟坐标和虚拟观察方向。图像获取模块获取内窥镜当前位置的腔内图像,作为真实位置图像,并在虚拟三维模型中确定与虚拟坐标和虚拟观察方向相对应的图像作为虚拟位置图像,虚拟系统比较调整模块比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像,根据比较结果调整虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值,实现电磁导航坐标系统和虚拟导航系统中当前内窥镜位置坐标的一致。通过本系统,可以解决电磁导航系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标一致图像不一致,或图像一致但坐标不一致的问题。

[0094] 参见图5,该图是本发明提供的内窥镜导航系统的实施例二的原理框图。

[0095] 在本实施例所提供的内窥镜导航系统中,所述虚拟系统比较调整模块404包括:图像比较计算子模块404a、坐标方向调整子模块404b、图像获取子模块404c和虚拟坐标方向系统调整子模块404d。

[0096] 所述图像比较计算子模块404a,用于将所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的进行图像比较,通过图像算法计算所述真实位置图像和所述虚拟位置图像的相似度的值。

[0097] 所述坐标方向调整子模块404b,用于若所述相似度的值落入所述纠错区间,则认为所述真实位置图像和所述虚拟位置图像部分近似,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值。

[0098] 例如:计算后相似度的值以小数表示为0.6,所述纠错区间为0.5-0.8,所述相似度的值0.6落入了所述纠错区间,则将所述虚拟三维模型中的虚拟坐标(2,2,2)变更为(2,3,2),将虚拟观察方向北45度变更为北46度。

[0099] 所述图像获取子模块404c,用于按照调整后的所述虚拟坐标和所述虚拟观察方向获取所述虚拟位置图像。再次调用所述图像比较计算子模块404a,比较所述真实位置图像

和所述虚拟位置图像的相似度,若所述相似度的值小于或等于纠错区间内的最大值,再次调用坐标方向调整子模块404b,调整所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,并调用图像获取子模块404c再次获取图像进行图像相似度比较;直到在所述图像比较计算子模块404a中的计算出的相似度的值大于所述纠错区间内的最大值。

[0100] 例如:按照调整后的所述虚拟坐标(2,3,2)和所述虚拟观察方向北46度获取所述虚拟位置图像。

[0101] 在虚拟坐标(2,3,2)和虚拟观察方向北46度获得的虚拟位置图像和真实位置图像再次进行比较计算后得到的相似度值为0.7,仍旧落入了纠错区间(0.5-0.8)的范围,则继续修改虚拟坐标,将虚拟坐标值变更为(2,4,2),虚拟观察方向的方向值变更为北47度。

[0102] 按照调整后的所述虚拟坐标(2,4,2)和所述虚拟观察方向北47度获取所述虚拟位置图像。

[0103] 再次将所述真实位置图像和新获得的虚拟位置图像进行比较,并计算相似度,若所述相似度的值为0.9大于所述纠错区间内的最大值0.8,则不再进行调整。当前的虚拟坐标为(2,4,2),当前的虚拟观察方向为北47度。

[0104] 所述虚拟坐标方向系统调整子模块404d,用于以所述虚拟坐标的坐标值和所述虚拟观察方向的方向值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统,使与所述电磁导航坐标系统坐标系统相对应。

[0105] 本实施例在内窥镜导航系统实施例一的基础上,由图像比较计算子模块a比较所述真实位置图像和所述虚拟位置图像,若比较结果落入纠错区间,坐标方向调整子模块对虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值进行累加修改,由图像获取子模块获取新位置的虚拟图像进行比较,以实现虚拟图像和真实图像的高度吻合,再通过虚拟坐标方向系统调整子模块对虚拟三维模型的坐标系统进行修改,使得电磁导航坐标系统和虚拟导航系统中当前内窥镜位置坐标的一致。通过使用以上方法,可以解决电磁导航坐标系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标一致图像不一致,或图像一致但坐标不一致的问题。

[0106] 参见图6,该图为本发明提供的内窥镜导航系统的实施例三的原理框图。

[0107] 在本实施例所提供的内窥镜导航系统中,所述虚拟坐标方向系统调整子模块404d包括:差值计算子模块404d1和调整子模块404d2。

[0108] 所述差值计算子模块404d1,用于确定所述虚拟坐标和所述当前实际坐标的差值,作为坐标差值,以及所述虚拟观察方向与所述当前实际观察方向的差值,作为方向差值。

[0109] 例如:当前虚拟坐标为(2,4,2),虚拟观察方向为北47度,则计算出虚拟坐标和当前实际坐标(2,2,2)的差值为(0,2,0),计算出虚拟观察方向和当前实际观察方向北45度的差值为北2度。

[0110] 所述调整子模块404d2,用于以所述坐标差值和方向差值,调整所述虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航系统坐标系统相对应。

[0111] 例如:将虚拟三维模型中的坐标系统中的每个坐标值减差值(0,2,0),使得原虚拟坐标为(2,4,2)的位置,现在的坐标为(2,2,2)。

[0112] 将虚拟三维模型中的坐标系统的方向值减差值北2度,使得原虚拟观察方向为北47度,现在的观察方向为北45度。

[0113] 虚拟三维模型中的其它坐标也相应进行修改,使得虚拟三维模型的坐标系统与所述电磁导航坐标系统的坐标系统相对应。

[0114] 本实施例在内窥镜导航系统实施例二的基础上,计算虚拟坐标与真实坐标的差值,以及虚拟方向和真实方向的差值,以得到的差值来修改虚拟三维模型的坐标系统,使得电磁导航系统和虚拟导航系统中当前内窥镜位置坐标一致。通过使用以上方法,可以解决电磁导航系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标一致图像不一致,或图像一致但坐标不一致的问题。

[0115] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制。虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明。任何熟悉本领域的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围情况下,都可利用上述揭示的方法和技术内容对本发明技术方案做出许多可能的变动和修饰,或修改为等同变化的等效实施例。因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化及修饰,均仍属于本发明技术方案保护的范围内。

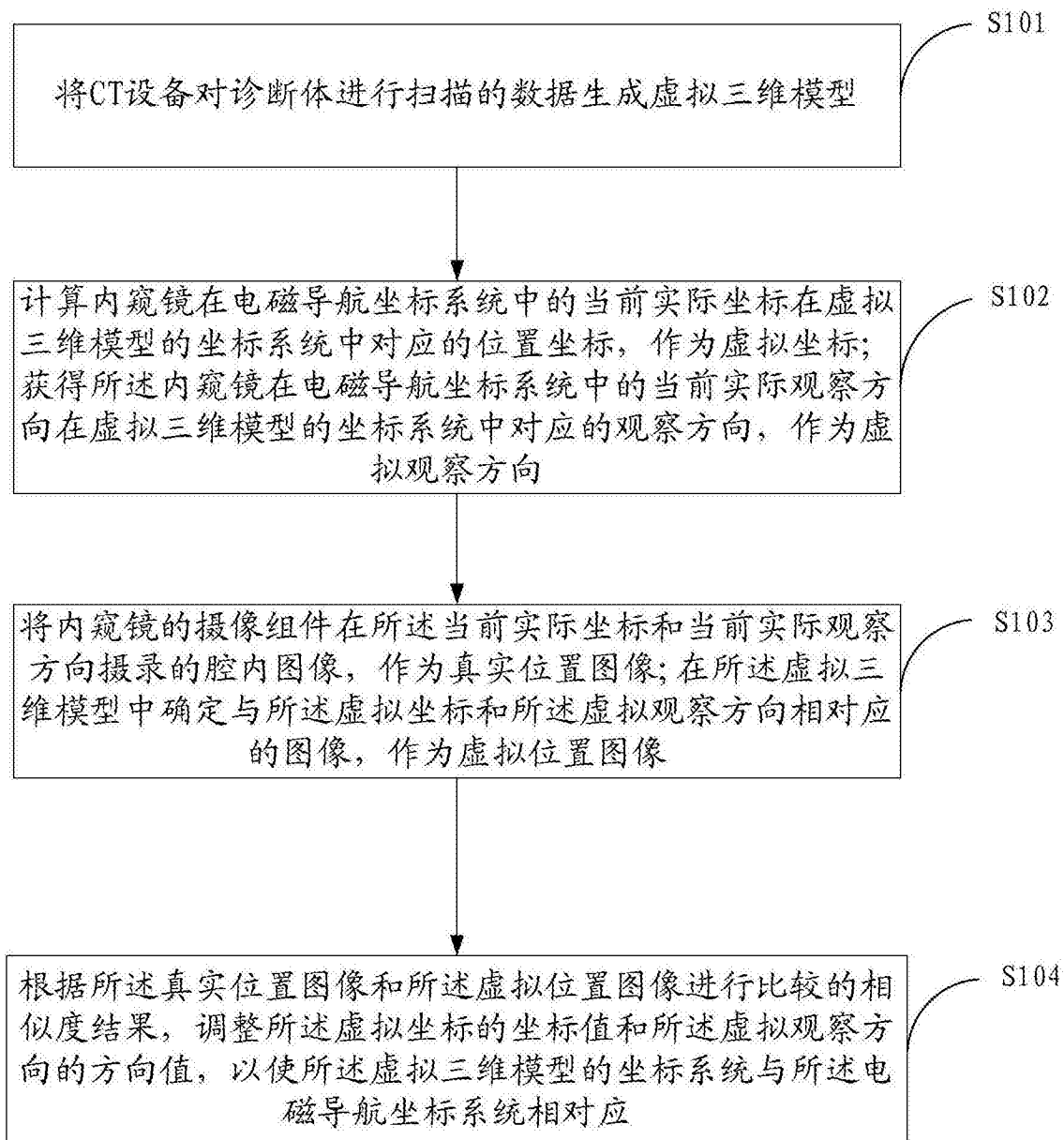


图1

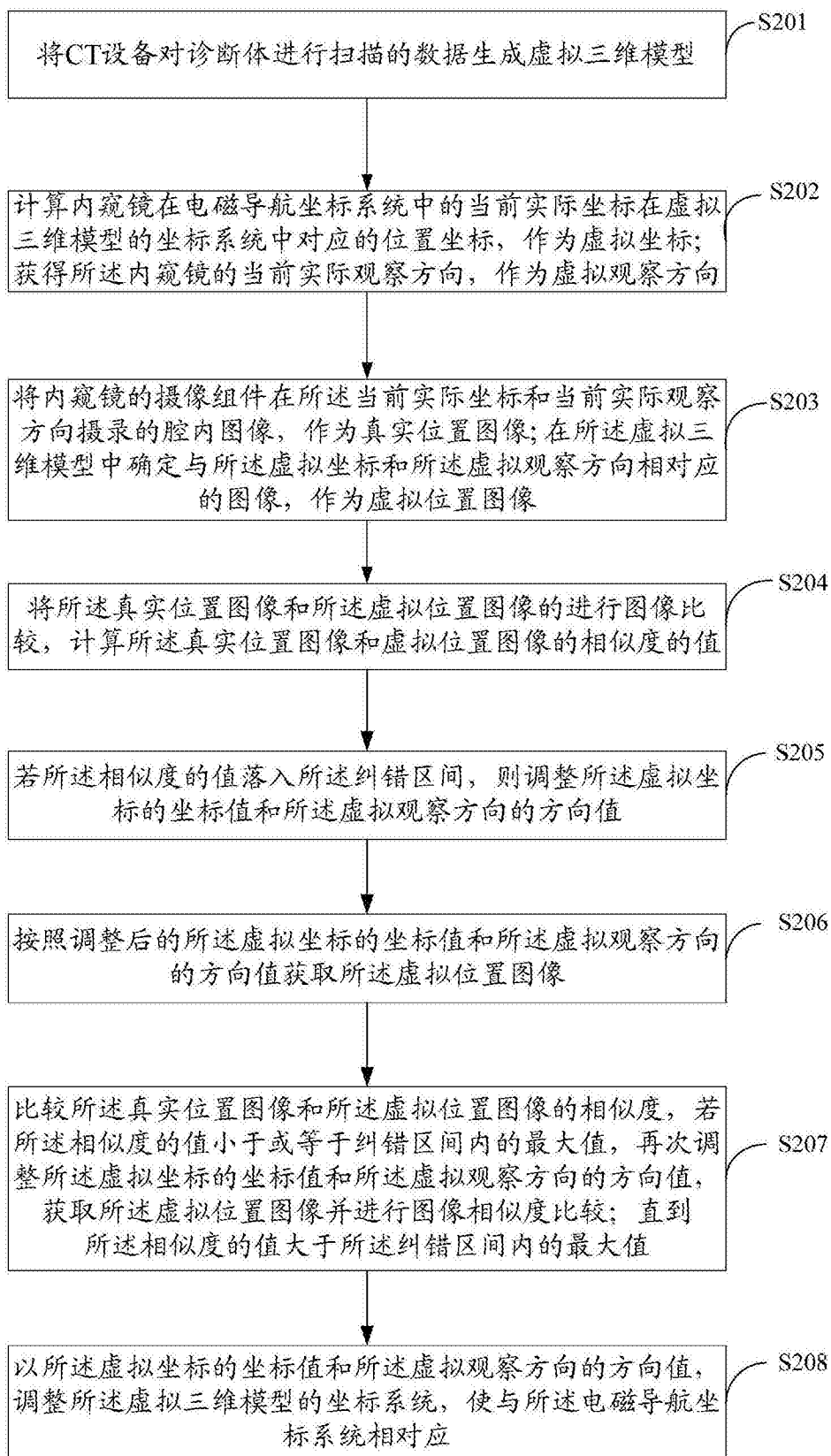


图2

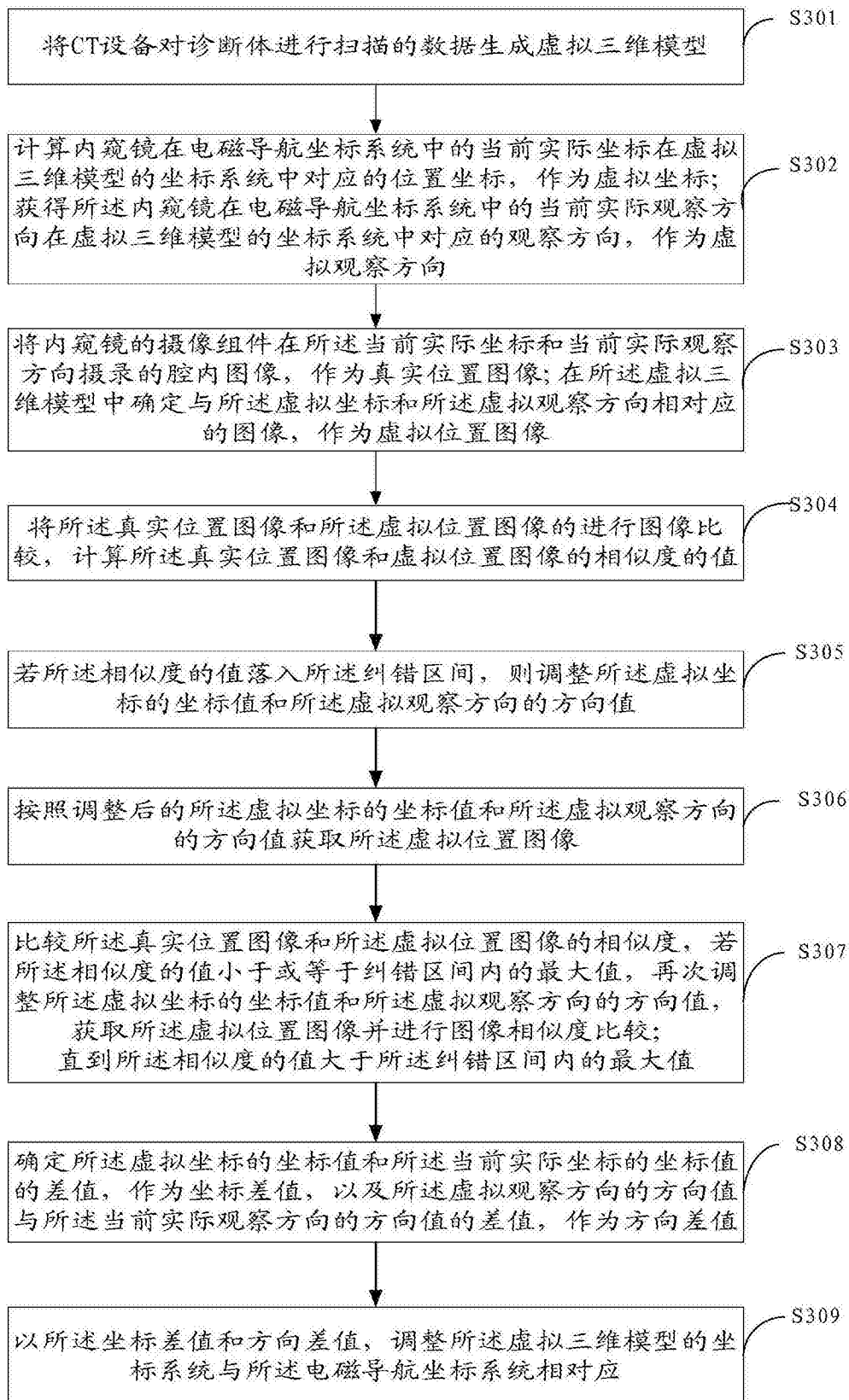


图3

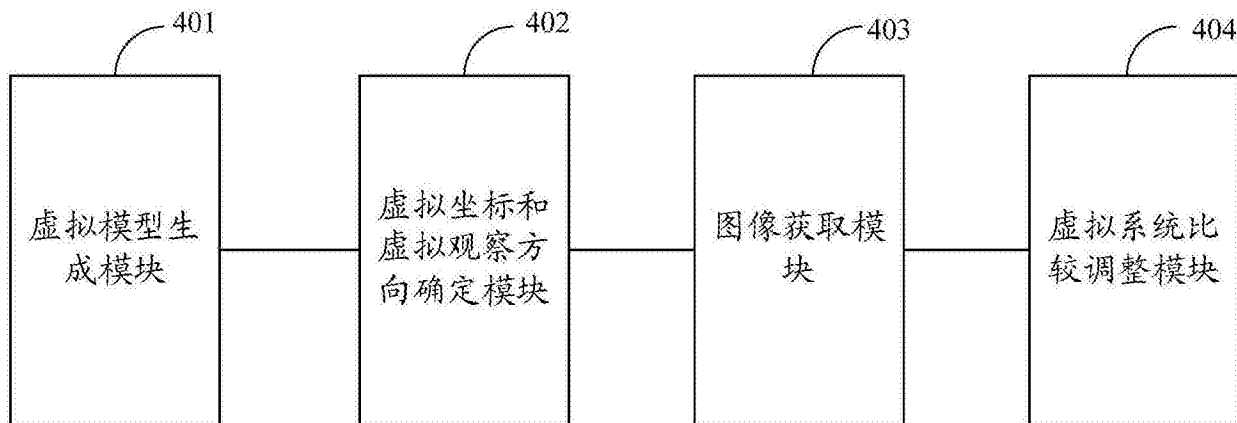


图4

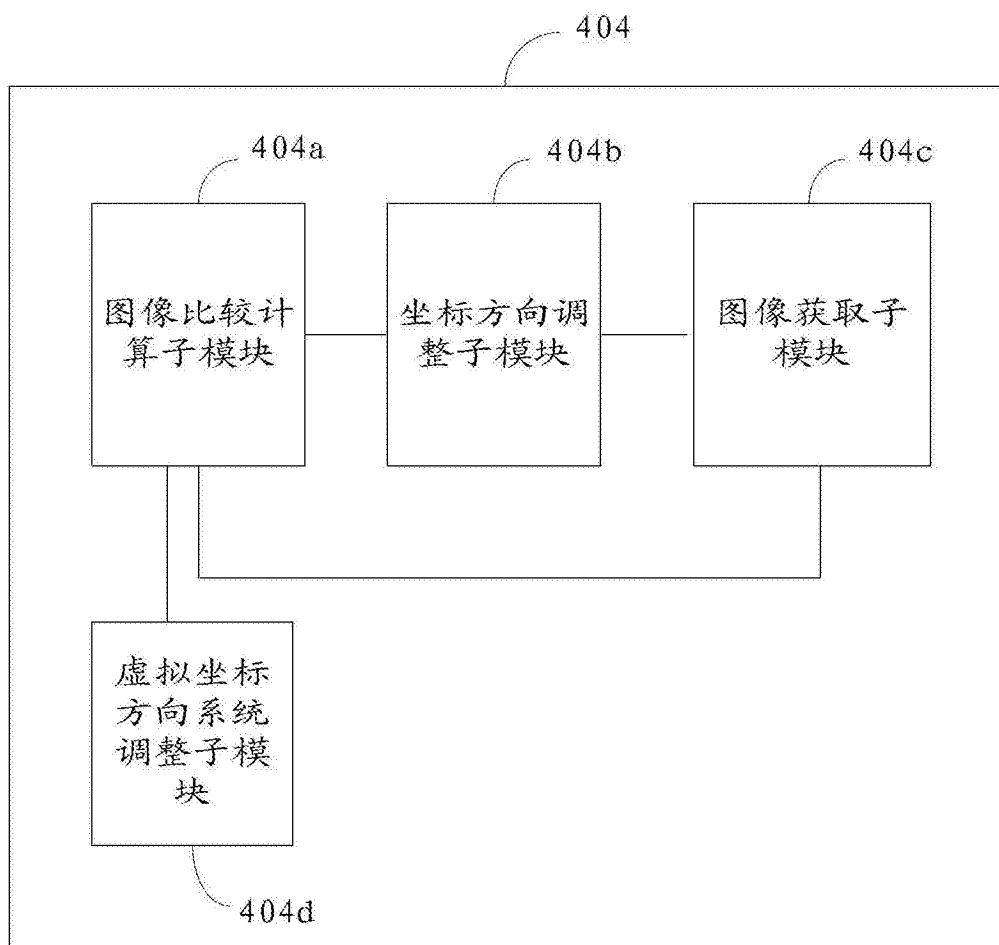


图5

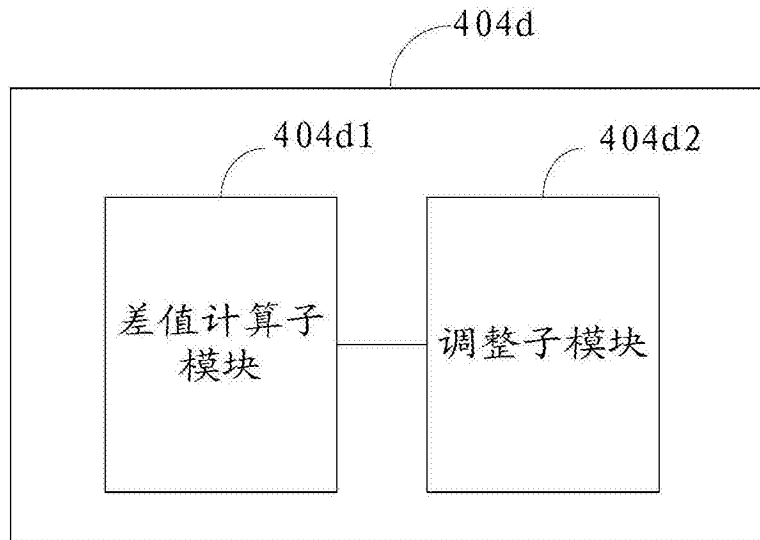


图6

专利名称(译)	一种内窥镜的导航方法及系统		
公开(公告)号	CN103169445B	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201310132303.4	申请日	2013-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	苏州朗开医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州朗开医疗技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州朗开医疗技术有限公司		
[标]发明人	易新 戴政国 庄凌峰		
发明人	易新 戴政国 庄凌峰		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06		
其他公开文献	CN103169445A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜的导航方法，包括将CT设备对诊断体进行扫描的数据生成虚拟三维模型，计算内窥镜的当前实际坐标在虚拟三维模型的坐标系统中对应的虚拟坐标，获得所述内窥镜的在虚拟三维模型的坐标系统中对应的虚拟观察方向，将内窥镜的摄像组件在当前实际坐标和当前实际观察方向摄录的腔内图像作为真实位置图像，在虚拟三维模型中确定与虚拟坐标和虚拟观察方向对应的图像作为虚拟位置图像，根据真实位置图像和虚拟位置图像进行比较的相似度结果，调整虚拟坐标的坐标值和虚拟观察方向的方向值，以使虚拟三维模型的坐标系统与电磁导航坐标系统相对应。可以解决电磁导航系统和虚拟三维导航系统结合使用时两个系统之间坐标和图像不一致的问题。

