



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109464196 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201910012362.5

(22)申请日 2019.01.07

(71)申请人 北京和华瑞博科技有限公司

地址 100176 北京市大兴区北京经济技术  
开发区经海二路28号2幢6层西侧606

(72)发明人 李书纲 陈鑫

(74)专利代理机构 北京弘权知识产权代理事务  
所(普通合伙) 11363

代理人 逯长明 许伟群

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

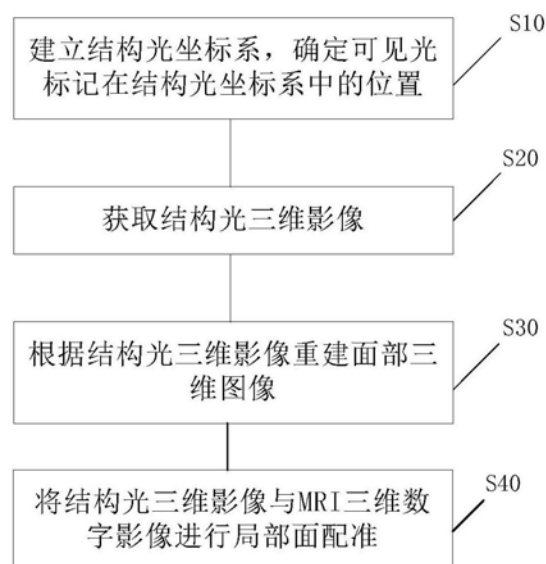
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

### (54)发明名称

采用结构光影像配准的手术导航系统及配  
准信号采集方法

### (57)摘要

本申请公开一种采用结构光影像配准的手  
术导航系统及配准信号采集方法,系统包括结构  
光导航仪,静态基准,末端执行器及控制计算机;  
结构光导航仪上设有两台摄像机,摄像机用于对  
面部进行扫描,获取三维影像,并将三维影像发  
送至控制计算机;静态基准上设有可见光标记;  
控制计算机用于对影像进行处理,并将处理结果  
与原始模型进行配准;控制计算机设有显示屏,  
用于显示配准结果及完成状态监控。本申请提供  
的手术导航系统通过结构光扫描,获取患者面部  
的三维点云图像,并与原始模型进行配准,具有  
信息量大、获取速度快、特征点多等特点,在与  
术前MRI三维重建的数据进行面配准时,配准精  
度更高;改善了传统配准的特征点不够、配准精  
度低的问题。



1. 一种采用结构光影像配准的手术导航系统,其特征在于,所述系统包括结构光导航仪,静态基准,末端执行器及控制计算机;所述结构光导航仪,静态基准及末端执行器均电连接至所述控制计算机;

所述结构光导航仪上设有两台摄像机,所述摄像机用于对面部进行扫描,获取三维影像,并将三维影像发送至控制计算机;

所述静态基准上设有可见光标记;

所述控制计算机用于对影像进行处理,并将处理结果与原始模型进行配准;所述控制计算机设有显示屏,用于显示配准结果及完成状态监控。

2. 根据权利要求1所述的一种采用结构光影像配准的手术导航系统,其特征在于,所述结构光导航仪用于发射结构光到面部,使面部图像发生畸变。

3. 根据权利要求1所述的一种采用结构光影像配准的手术导航系统,其特征在于,所述原始模型为MRI三维数字模型。

4. 采用权利要求1所述的一种采用结构光影像配准的手术导航系统的配准信号采集方法,其特征在于,所述方法包括:

建立结构光坐标系,确定可见光标记在结构光坐标系中的位置;

获取结构光三维影像;

根据结构光三维影像重建面部三维图像;

将结构光三维影像与MRI三维数字影像进行局部面配准。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述获取结构光三维影像包括:

扫描患者面部,使面部图像发生畸变;

拍摄发生畸变的图像;

将拍摄图像发送至控制计算机。

6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

获取静态基准的空间姿态与面部三维图像的相对关系。

7. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

建立MRI坐标系,确定可见光标记在MRI坐标系中的位置;

基于MRI三维数字模型,获取MRI三维数字影像。

8. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述将结构光三维影像与MRI三维数字影像进行局部面配准包括:

将结构光三维影像与MRI三维数字影像的坐标系与静态基准关联,得到坐标系间的转换关系;

跟踪可见光标记,获取可见光标记在不同影像中的空间坐标;

获取配准信号,所述配准信号使末端执行器实现基于配准的精确导航。

9. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

采用多个静态基准定位患者面部,分别获取可见光标记在坐标系中的位置;

获取多个可见光标记之间的位置关系;

检测位置关系是否发生变化;若发生变化,则发出报警信号。

## 采用结构光影像配准的手术导航系统及配准信号采集方法

### 技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种采用结构光影像配准的手术导航系统,另外,本申请还涉及一种采用结构光影像配准的手术导航系统的配准信号采集方法。

### 背景技术

[0002] 神经外科手术相比于其他类型的手术来说,其特殊性在于:神经、血管错综复杂,脑组织等结构非常精细、功能极其重要,稍有不慎就会损伤血管神经导致严重残障甚至危及生命;另外,神经系统结构游离程度低,术中不可随意牵拉移动。因此,在传统神经外科手术中,常常为了暴露病变而牺牲较多的颅骨结构。而神经导航系统是神经外科微创手术最重要的辅助设备之一,是神经外科医生手中的“利器”。类似于汽车导航,它可以实时告知术者目前的操作部位,使术者做出更精确的预判或判断。

[0003] 手术导航系统,就是以核磁共振、CT等医学影像数据为基础,在电脑上显示出一个三维可视的“虚拟人脑”,从而反映出医生手中的探针指向哪里、是否已经到达肿瘤边缘、前面是不是重要组织,以此实现经过规定路径到达指定地点。导航系统最重要的执行过程就是“配准”过程,“配准”是指同一区域内以不同成像手段所获得的不同图像图形的地理坐标的匹配过程,“配准”就是将实际情况和计算机进行连接的桥梁,通过“配准”可以把现实环境中的实体与计算机执行坐标连接,从而实现真实与虚拟手术规划的重合,保证对手术计划的精准执行。

[0004] 目前,现有技术中神经外科的导航技术主要采用红外线追踪仪,通过带反光球的探针对患者颅骨及面部的特征解剖点(例如眉骨的眼眶、鼻子、额骨的中点等)进行接触,由红外线追踪仪获得特征解剖点的空间坐标,重建出特征点,并与术前的CT三维重建图像或MRI重建图像进行匹配,从而实现配准。然而,该方法由于存在下述几点缺陷将导致配准精度受限:一、采用探针接触患者的眼眶、鼻子等软组织会导致局部形变,从而导致其空间坐标的移位,与所想空间指定位置间存在误差;二、该方法中探针所获取到的空间中特征解剖点的数量及其有限,给予计算机所提供的信息量较少,同样影响配准精度,如果想要提高信息量,必然需要大量增加探针的获取部位,将增加时间耗费,降低工作效率。

### 发明内容

[0005] 本申请提供一种采用结构光影像配准的手术导航系统及配准信号采集方法,以解决现有技术中配准精度受限、配准效率低等问题。

[0006] 本申请提供了一种采用结构光影像配准的手术导航系统,包括结构光导航仪,静态基准,末端执行器及控制计算机;所述结构光导航仪,静态基准及末端执行器均电连接至所述控制计算机;

[0007] 所述结构光导航仪上设有两台摄像机,所述摄像机用于对面部进行扫描,获取三维影像,并将三维影像发送至控制计算机;

[0008] 所述静态基准上设有可见光标记;

[0009] 所述控制计算机用于对影像进行处理,并将处理结果与原始模型进行配准;所述控制计算机设有显示屏,用于显示配准结果及完成状态监控。

[0010] 可选的,所述结构光导航仪用于发射结构光到面部,使面部图像发生畸变。

[0011] 可选的,所述原始模型为MRI三维数字模型。

[0012] 本申请还提供了一种采用结构光影像配准的手术导航系统的配准信号采集方法,方法包括:

[0013] 建立结构光坐标系,确定可见光标记在结构光坐标系中的位置;

[0014] 获取结构光三维影像;

[0015] 根据结构光三维影像重建面部三维图像;

[0016] 将结构光三维影像与MRI三维数字影像进行局部面配准。

[0017] 可选的,所述获取结构光三维影像包括:

[0018] 扫描患者面部,使面部图像发生畸变;

[0019] 拍摄发生畸变的图像;

[0020] 将拍摄图像发送至控制计算机。

[0021] 可选的,所述方法还包括:

[0022] 获取静态基准的空间姿态与面部三维图像的相对关系。

[0023] 可选的,所述方法还包括:

[0024] 建立MRI坐标系,确定可见光标记在MRI坐标系中的位置;

[0025] 基于MRI三维数字模型,获取MRI三维数字影像;

[0026] 可选的,所述将结构光三维影像与MRI三维数字影像进行局部面配准包括:

[0027] 将结构光三维影像与MRI三维数字影像的坐标系与静态基准关联,得到坐标系间的转换关系;

[0028] 跟踪可见光标记,获取可见光标记在不同影像中的空间坐标;

[0029] 获取配准信号,所述配准信号使末端执行器实现基于配准的精确导航。

[0030] 可选的,所述方法还包括:

[0031] 采用多个静态基准定位患者面部,分别获取可见光标记在坐标系中的位置;

[0032] 获取多个可见光标记之间的位置关系;

[0033] 检测位置关系是否发生变化;若发生变化,则发出报警信号。

[0034] 本申请提供的手术导航系统及配准信号采集方法具有下列有益效果:

[0035] 1、本申请通过结构光扫描,获取患者整个面部的三维点云图像,其具有信息量大、获取速度快、特征点多等特点,在与术前MRI三维重建的数据进行面配准时,配准精度更高;改善了单一利用CT配准的特征点不够、配准精度低的问题。

[0036] 2、在进行手术时,如果考虑到无菌要求需覆盖面部时,本申请的系统由于是采用静态参考作为媒介,利用结构光与MRI三维数据配准后的坐标系与静态基准相关联,从而使MRI三维重建数据、结构光面部三维数据、静态基准均可处于同一坐标系中,此时只需检测静态基准所在位置,即可实现基于精确配准的精确导航。

[0037] 3、本申请由于采用结构光扫描技术无需与患者直接接触,在提高图像获取速度的同时,避免了与患者接触导致配准精度低的问题。

[0038] 4、如果手术过程中因人为因素导致静态基准偏移从而影响导航功能,本申请的系

统及方法也能随即发出警告,提醒操作人员及时矫正。

### 附图说明

[0039] 为了更清楚地说明本申请的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,对于本领域普通技术人员而言,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0040] 图1为本申请一种采用结构光影像配准的手术导航系统的结构示意图;

[0041] 图2为本申请一种采用结构光影像配准的手术导航系统的配准信号采集方法的流程图;

[0042] 图3为本申请提供的方法中步骤S20在一种实施例下的步骤分解图;

[0043] 图4为图2所示的方法中步骤S40在一种实施例下的步骤分解图;

[0044] 图5为本申请提供的方法在一种实施例下的流程图;

[0045] 图6为本申请提供的方法在另一种实施例下的流程图;

[0046] 图7为本申请提供的方法在又一种实施例下的流程图;

[0047] 图中,1-结构光导航仪,11-摄像机,2-静态基准,3-末端执行器,4-控制计算机,41-显示屏。

### 具体实施方式

[0048] 手术导航系统是将病人术前或术中影像数据和手术床上病人解剖结构准确对应,手术中跟踪手术器械并将手术器械的位置在病人影像上以虚拟探针的形式实时更新显示,使医生对手术器械相对病人解剖结构的位置一目了然,使外科手术更快速、更精确、更安全。在手术导航系统中,最重要的过程在于配准过程,通过配准可以把现实环境中的实际实体与计算机中的坐标连接,从而实现真实与虚拟手术规划的结合,保证手术计划的精准执行。而特征提取是配准技术的关键,准确的特征提取为特征匹配成功提供了保障。因此,本申请实施例提供了一种基于结构光影响配准的手术导航系统及配准信号采集方法。

[0049] 本申请提供的手术导航系统及配准信号采集方法是针对神经外科手术提出的,由于神经外科手术具有其特殊性:神经、血管错综复杂,脑组织等结构非常精细,功能极其重要,稍有不慎,就会损伤血管神经导致严重残障甚至危及生命,并且神经系统结构游离程度低,术中不可随意牵拉移动。因此,在神经外科手术中,需要采用精确度更高的手术导航系统,协助手术者做出更精确的预判或判断。

[0050] 参见图1,为本申请一种采用结构光影像配准的手术导航系统的结构示意图;

[0051] 由图1可知,本申请实施例提供了一种采用结构光影像配准的手术导航系统,所述系统包括结构光导航仪1,静态基准2,末端执行器3及控制计算机4;所述结构光导航仪1,静态基准2及末端执行器3均电连接至所述控制计算机4;

[0052] 在本实施例中,所述结构光导航仪1用于将结构光投射到物体表面,并获取发生畸变的图像,在这里的图像主要指患者的面部图像;所述结构光导航仪1上设有两台摄像机11,所述摄像机11用于对面部进行扫描,获取三维影像,并将三维影像发送至控制计算机4;

[0053] 进一步的,为了减少手术中配准和跟踪过程中对摄像机的遮挡,因此在一种优选例当中,两台摄像机11分别设于手术区域的两侧,并位于手术台斜上方呈对角布置,保证手

术全程中均可获得实时的三维影像。

[0054] 具体的,本实施例中获取三维影像实质上是由三维点云图像经面片封装后重建出的物体三维图像,具体获取过程为:由摄像机11内部的电荷耦合器件获取结构光三维点云图像,由于点云是存在和目标表面特性一致的海量点的集合,结合激光测量和摄影测量原理得到的点云,通常包括三维坐标(XYZ)、激光反射强度(intensity)和颜色信息等,因此三维点云图像将具备更多的特征点数量及特征点信息,使得后续配准过程更加精确。

[0055] 进一步的,本实施例中的两台摄像机11是采用“双目立体视觉”技术跟踪末端执行器3以及静态基准2上的可见光标记的,作为机器视觉的一种重要形式,“双目立体视觉”技术是基于视差原理并利用成像设备从不同的位置获取被测物体的两幅图像,通过计算图像对应点间的位置偏差,来获取物体三维几何信息的方法。采用上述方法,摄像机11可在手术过程中获取并校准可见光标记在结构光导航仪1坐标系下的空间坐标( $X/Y/Z/\psi/\theta/\varphi$ ),此时,由于末端执行器3和静态基准2的位置可控,精度较高,即末端执行器3和静态基准2的物理形态(位置等信息)已知,因此可通过计算出末端执行器3和静态基准2的空间姿态,包括所在坐标系中的空间坐标之间的位置关系等,从而建立末端执行器3与静态基准2之间的关系,由于静态基准2与患者颅内导航路径的关系经过配准可得,进而就可以确定末端执行器3在手术导航系统导航影像中的方位信息。

[0056] 所述静态基准2上设有可见光标记;在手术过程中,静态基准2设置于手术区域附近,通过静态基准2生成静态基准坐标系,并获取可见光标记在静态基准坐标系中的位置信息。

[0057] 由于结构光导航仪1和静态基准2均与控制计算机4电连接,因此控制计算机4将获取到摄像机11扫描得到的三维坐标(XYZ)以及静态基准2生成的静态基准坐标,通过将两个坐标系的矩阵相乘,可以获得两个坐标系在XYZ轴上的相对关系及 $\psi/\theta/\varphi$ 三个维度上的旋转角度,从而获取静态基准的空间姿态与面部三维图像的相对关系,使两个坐标系统在同一坐标系中表示。

[0058] 在本实施例中,末端执行器3是指用于导航的终端设备,例如一个刀具,其表面附带一个带反光球的参考架,从而使结构光导航仪1实施获取末端执行器3的空间位置,此时,通过驱动末端执行器3的机构控制末端执行器3向指定的路径移动,对于驱动末端执行器3的机构,可以为手动驱动,也可以为电控机械臂驱动,在本实施例中不作限制。

[0059] 所述控制计算机4用于对影像进行处理,并将处理结果与原始模型进行配准;所述控制计算机设有显示屏41,用于显示配准结果及完成状态监控。

[0060] 本实施例中提到的原始模型,是基于现有技术,在手术前对患者头部获取到的模拟图像,所采用的模型可以采用MRI重建图像。以MRI三维数字模型为例,在进行手术前,基于头部的MRI薄层三维横断相连续扫描数据,所获得的MRI三维图像可以较为清楚的显示患者头部软组织信息,例如面部的软组织、颅内脑组织或二者之间的相对关系等信息。根据所获得的头部软组织信息,可在控制计算机上初步计算得到患者拟进行的手术部位,并根据三维数字模型设计手术通道及拟工作路径,以此结果作为手术中进行配准的目标值之一,其过程实质上为医生进行术前规划的过程。

[0061] 本实施例中,控制计算机4对影像的处理包括通过内部配置的图像采集卡将摄像机11拍摄到的图像输入到计算机中;对采集到的图像进行面片封装,重建结构光三维图像;

当得到结构光三维图像后,需要和原始模型获取到的图像进行配准,需要说明的是,此时需要配准的图像采取的是局部面配准,而需要进行配准的局部应当是在术前规划过程中,通过阈值分割算法将MRI图像按照特定的信号特征进行分割,进而划分出的具有目的性的区域,然后再利用移动立方体算法将该区域进行三维重建以获得的配准图像;在执行配准时,首先要分别计算出结构光三维图像与MRI三维重建图像所述坐标系之间的转换关系,然后根据MRI三维重建图像中拟定的配准区域得到对应的结构光三维图像配准区域,再将两坐标系与静态基准坐标系进行关联,使上述两图像在同一坐标系中的显示位置关系;最后,通过显示屏41将上述位置关系实时显示。

[0062] 对于进行局部面配准的方法,可以不限于一种,例如,可以采用比较常用的多区域ICP配准算法进行配准,ICP配准算法也称迭代就近点算法,主要用于解决基于自由形态曲面的配准问题。

[0063] 本申请提供了一种采用结构光影像配准的手术导航系统,系统包括结构光导航仪,静态基准,末端执行器及控制计算机;所述结构光导航仪,静态基准及末端执行器均电连接至所述控制计算机;所述结构光导航仪上设有两台摄像机,所述摄像机用于对面部进行扫描,获取三维影像,并将三维影像发送至控制计算机;所述静态基准上设有可见光标记;所述控制计算机用于对影像进行处理,并将处理结果与原始模型进行配准;所述控制计算机设有显示屏,用于显示配准结果及完成状态监控。本申请提供的手术导航系统通过结构光扫描,获取患者面部的三维点云图像,并与原始模型进行配准,具有信息量大、获取速度快、特征点多等特点,在与术前MRI三维重建的数据进行面配准时,配准精度更高;改善了传统配准的特征点不够、配准精度低的问题。

[0064] 参见图2,为本申请一种采用结构光影像配准的手术导航系统的配准信号采集方法的流程图;

[0065] 由图2可知,本申请还提供了一种采用结构光影像配准的手术导航系统的配准信号采集方法,所述方法包括:

[0066] S10:建立结构光坐标系,确定可见光标记在结构光坐标系中的位置;在本实施例中,在获取影像前,首先要确定的是影像所在坐标系以及可见光标记在坐标系中的位置,同时,在建立结构光坐标系时,需要同时得到结构光坐标系与静态基准坐标系之间的转化关系,使两坐标系可在同一个坐标系中表示。

[0067] S20:获取结构光三维影像;采用结构光导航仪将结构光投射到患者面部,并通过带有扫描、拍摄功能的光学器件(例如摄像机、结构光扫描仪等)获取患者面部的结构光三维影像;具体的,参见图3,在一种可行性实施例中,步骤S20可分解成下列步骤:

[0068] S21:扫描患者面部,使面部图像发生畸变;发生畸变的图像可被内设电荷耦合器件的拍摄设备获取。

[0069] S22:拍摄发生畸变的图像;对于拍摄的图像,根据选取摄像设备不同,所拍摄的图像质量可能存在差异,因此,在满足经济性的前提下,优选采用质量较高的拍摄设备。

[0070] S23:将拍摄图像发送至控制计算机。控制计算机通过内部配置的图像采集卡将拍摄到的图像输入到计算机中处理,具体的处理过程包括对采集到的图像进行面片封装,重建结构光三维图像;以及与原始模型获取的图像进行配准等。

[0071] S30:根据结构光三维影像重建面部三维图像。具体过程为:由摄像机11内部的电

荷耦合器件获取结构光三维点云图像,由于点云是存在和目标表面特性一致的海量点的集合,结合激光测量和摄影测量原理得到的点云,通常包括三维坐标(XYZ)、激光反射强度(intensity)和颜色信息等,因此三维点云图像将具备更多的特征点数量及特征点信息,使得后续配准过程更加精确。

[0072] S40:将结构光三维影像与MRI三维数字影像进行局部面配准。需要说明的是,此时需要配准的图像采取的是局部面配准,而需要进行配准的局部应当是在术前规划过程中,通过阈值分割算法将MRI图像按照特定的信号特征进行分割,进而划分出的具有目的性的区域,然后再利用移动立方体算法将该区域进行三维重建以获得的配准图像;

[0073] 其中,采用的阈值分割法是一种基于区域的图像分割技术,原理是把图像像素点分为若干类。图像阈值化分割是一种传统的最常用的图像分割方法,因其实现简单、计算量小、性能较稳定而成为图像分割中最基本和应用最广泛的分割技术。移动立方体算法是通过等值面提取重建物体表面,其本质就是从三维数据场中抽取一个等值面,并将等值面定义为三维空间中具有相同属性的点的集合。

[0074] 具体的,由图4可知,步骤S40在一种实施例下可分解为;

[0075] S41:将结构光三维影像与MRI三维数字影像的坐标系与静态基准关联,得到坐标系间的转换关系;进而可以根据MRI三维重建图像中拟定的配准区域得到对应的结构光三维图像配准区域,再将两坐标系与静态基准坐标系进行关联,使上述两图像在同一坐标系中的显示位置关系。

[0076] S42:跟踪可见光标记,获取可见光标记在不同影像中的空间坐标;将不同坐标系中的可见光标记在同一坐标系中显示,可实时校准实际影像与模拟影像之间的位置。

[0077] S43:获取配准信号,所述配准信号使末端执行器实现基于配准的精确导航;在手术过程中,可以通过结构光与MRI影像的配准结果实时对末端执行器的位置进行精确调整,进而达到精确执行手术导航的目的。

[0078] 参见图5,为本申请提供的方法在一种实施例下的流程图;

[0079] 由图5可知,在一种可行性实施例中,所述方法还包括:

[0080] S50:获取静态基准的空间姿态与面部三维图像的相对关系;具体的,当控制计算机获取到由摄像机扫描得到的三维坐标(XYZ)以及由静态基准生成的静态基准坐标时,通过将两个坐标系的矩阵相乘,可以获得两个坐标系在XYZ轴上的相对关系及 $\psi/\theta/\varphi$ 三个维度上的旋转角度,从而获取静态基准的空间姿态与面部三维图像的相对关系,使两个坐标系在同一个坐标系中表示。

[0081] 参见图6,为本申请提供的方法在另一种实施例下的流程图;

[0082] 用于执行配准的信号,除了包括手术过程中的实时获取图像外,通常需要在手术前通过术前规划获取患者面部及颅脑的三维数字模型,例如采用MRI重建图像;以MRI为例,采用全数字化的方法,在控制计算机上利用得到的MRI三维数字模型,可以初步计算得到患者拟进行的手术部位。由图5可知,在一种可行性实施例中,所述方法还包括:

[0083] S51:建立MRI坐标系,确定可见光标记在MRI坐标系中的位置;在建立MRI坐标系的同时,需要同时得到MRI坐标系与静态基准坐标系之间的转换关系,以便于在后续配准中快速建立与结构光坐标系之间的关联。

[0084] S52:基于MRI三维数字模型,获取MRI三维数字影像;具体的,在进行手术前,基于



头部的MRI薄层三维横断相连续扫描数据,所获得的MRI三维图像可以较为清楚的显示患者头部软组织信息,例如面部的软组织、颅内脑组织或二者之间的相对关系等信息。根据所获得的头部软组织信息,可在控制计算机上初步计算得到患者拟进行的手术部位,并根据三维数字模型设计手术通道及拟工作路径,以此结果作为手术中进行配准的目标值之一,其过程实质上为医生进行术前规划的过程。

[0085] 参见图7,为本申请提供的方法在又一种实施例下的流程图;

[0086] 由图7可知,在一种优选例中,在执行步骤S10时,所述方法还包括:

[0087] S11:采用多个静态基准定位患者面部,分别获取可见光标记在坐标系中的位置;

[0088] S12:获取多个可见光标记之间的位置关系;

[0089] S13:检测位置关系是否发生变化;若发生变化,则发出报警信号。

[0090] 步骤S11-S13实质上是对空间坐标系的校正过程,由于多个静态基准定位于同一个对象的同一位置,通过结构光导航仪获得静态基准A与静态基准B的相对关系,可以实时监测静态基准A与静态基准B所建立的坐标系是否发生移位,从而判断颅骨是否产生移动;进一步的,当检测出两个静态基准的位置关系发生变化时,可采取发出报警信号的方式,提醒医护人员及时做出相应调整,同时,医生也可根据位置变化的值相应地调节末端执行器的运行轨迹,以保证手术精确执行。

[0091] 由以上技术方案可知,本申请提供了一种采用结构光影像配准的手术导航系统的配准信号采集方法,方法包括建立结构光坐标系,确定可见光标记在结构光坐标系中的位置;获取结构光三维影像;根据结构光三维影像重建面部三维图像;将结构光三维影像与MRI三维数字影像进行局部面配准。本申请提供的方法通过结构光扫描,获取患者面部的三维点云图像,并与原始模型进行配准,具有信息量大、获取速度快、特征点多等特点,在与术前MRI三维重建的数据进行面配准时,配准精度更高;改善了传统配准的特征点不够、配准精度低的问题。

[0092] 领域技术人员在考虑说明书及实践这里公开的发明后,将容易想到本发明的其它实施方案。本申请旨在涵盖本发明的任何变型、用途或者适应性变化,这些变型、用途或者适应性变化遵循本发明的一般性原理并包括本发明未公开的本技术领域中的公知常识或惯用技术手段。说明书和实施例仅被视为示例性的,本发明的真正范围和精神由下面的权利要求指出。

[0093] 应当理解的是,本发明并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构,并且可以在不脱离其范围进行各种修改和改变。本发明的范围仅由所附的权利要求来限制。

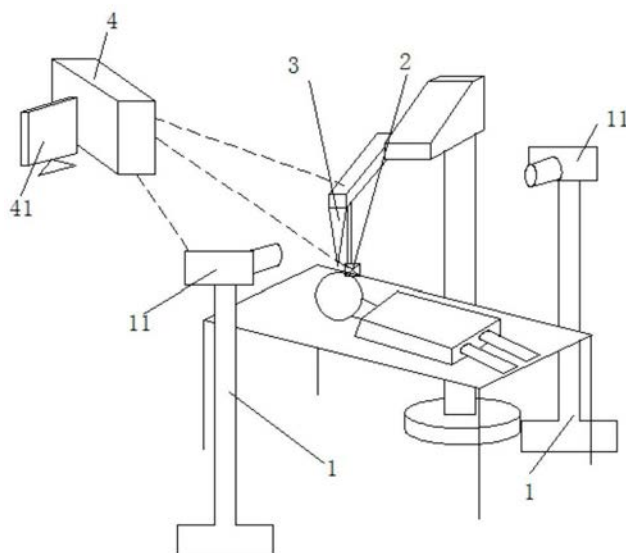


图1

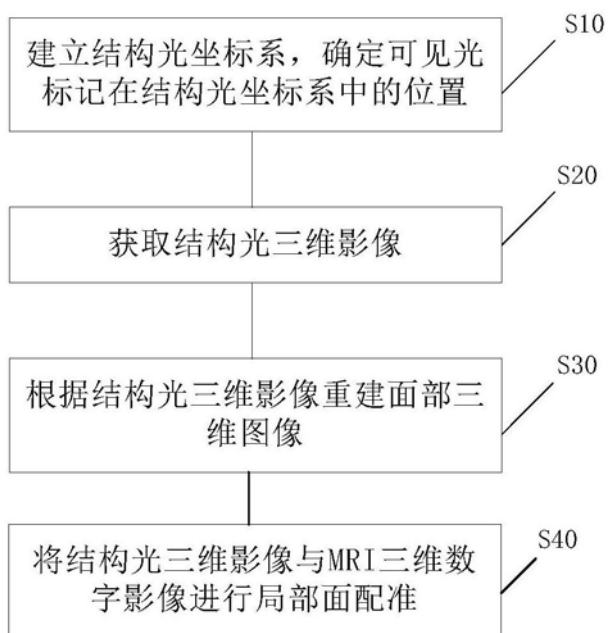


图2

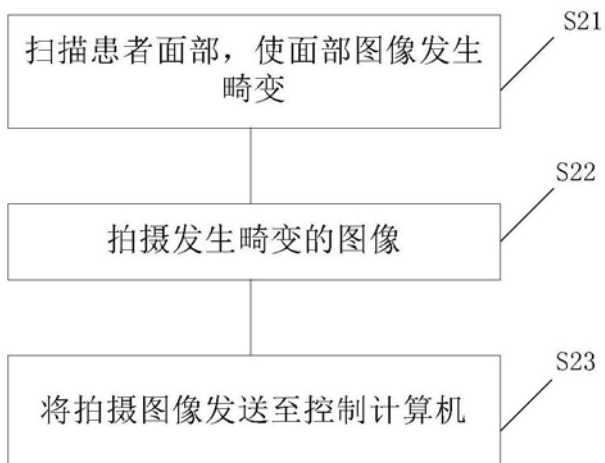


图3

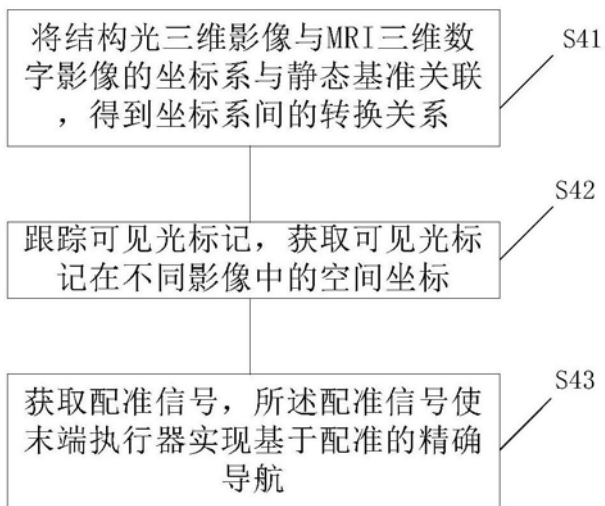


图4

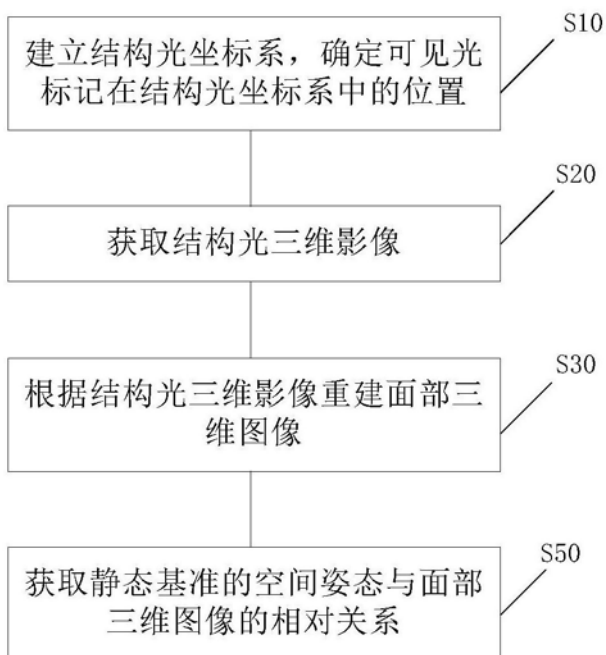


图5

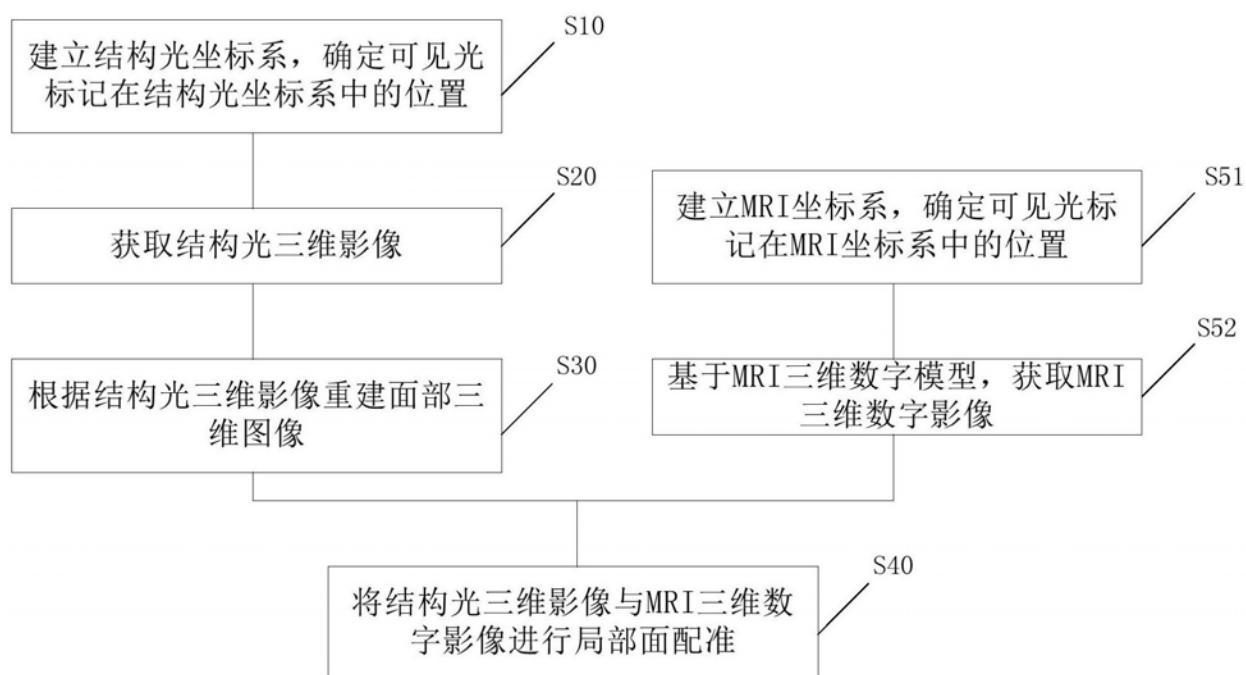


图6

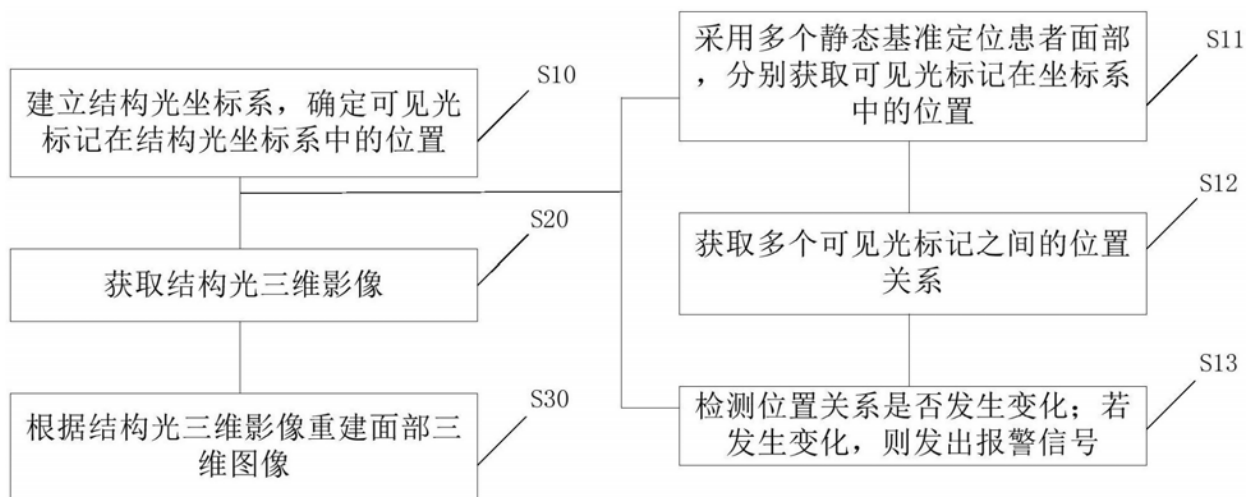


图7