



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102208114 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 05

(21) 申请号 201110034594. 4

A61B 1/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 01. 31

(30) 优先权数据

2010-084272 2010. 03. 31 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 宫本仁树

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理

有限公司 11112

代理人 丁业平 张天舒

(51) Int. Cl.

G06T 17/00 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

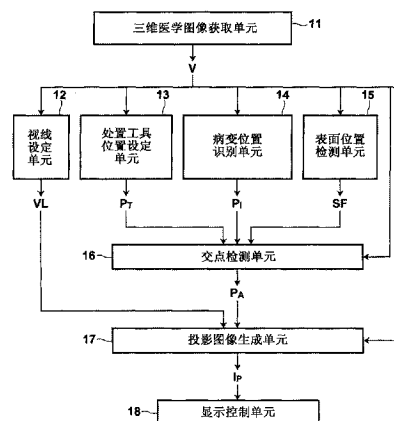
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 11 页

(54) 发明名称

投影图像生成技术

(57) 摘要

本发明使得可以容易地理解处置工具朝着被另一结构体遮蔽的结构体接近时的路径的状态。提供一种装置,其具有:用于生成投影图像的单元,该投影图像是将多个视线上的图像信息投影在给定投影面上而形成的图像,所述多个视线上的图像信息从给定视点观察到三维医学图像中的第一结构体;用于在三维图像中设定处置工具的假定位置的单元;用于从三维医学图像中检测第一结构体的表面的单元;用于识别所述三维医学图像中的、位于被第一结构体遮蔽的位置处的第二结构体(如病变)的单元;用于检测在假定路径与第一结构体的表面之间的交点的单元,所述假定路径在处置工具从假定位置朝着第二结构体移动时形成,从而该单元以可识别的方式在如下位置处显示该交点:连接视点和交点的视线上的图像信息投影在该处。



1. 一种投影图像生成设备,具有投影图像生成装置,该投影图像生成装置利用三维医学图像作为输入信息而生成投影图像,所述投影图像是将在多个视线上的图像信息投影在给定投影面上而形成的图像,所述在多个视线上的图像信息从给定视点观察到三维医学图像中的第一结构体,所述投影图像生成设备还包括:

处置工具位置设定装置,用于在所述三维医学图像的坐标空间中设定处置工具的假定位置;

表面检测装置,用于从所述三维医学图像中检测所述第一结构体的表面;

第二结构体识别装置,用于识别所述三维医学图像中的第二结构体,该第二结构体位于当从所述处置工具的所述假定位置观察所述第一结构体时被所述第一结构体遮蔽的位置处;以及

交点检测装置,用于检测在假定路径与所述第一结构体的表面之间的交点,所述假定路径是在所述处置工具从所述假定位置朝着第二结构体移动时形成的,

其中所述投影图像生成装置是生成投影图像的装置,其中所述交点以可识别的方式显示在投影面的如下位置处:连接所述视点与所述交点的视线上的图像信息被投影在该位置处。

2. 权利要求1所述的投影图像生成设备,其中:

所述交点检测装置是这样的装置:其通过将所述第二结构体投影到所述第一结构体的一部分表面上以检测所述交点,所述第一结构体位于所述第二结构体朝着所述处置工具的假定位置的方向上;并且

所述投影图像生成装置是这样的装置:其通过将已投影在所述第一结构体的一部分表面上的所述第二结构体从所述视点投影到所述投影面上,从而以可识别的方式显示所述交点。

3. 权利要求2所述的投影图像生成设备,其中所述交点检测装置是这样的装置:其进一步将第三结构体投影到所述第一结构体的一部分表面上,当从所述处置工具的位置观察第二结构体时,所述第三结构体位于所述第二结构体的前面,并且所述第一结构体位于所述第二结构体朝着所述处置工具的假定位置的方向上。

4. 权利要求2或3所述的投影图像生成设备,其中所述第一结构体的一部分表面上的所述投影是平行投影。

5. 权利要求1至3中任意一项所述的投影图像生成设备,其中:

所述投影图像生成设备还包括内窥镜位置检测装置,用于实时检测插入到被检体体腔中的内窥镜的位置;并且

所述给定视点位置是在所述三维医学图像的坐标空间中的位置,其对应于由所述内窥镜位置检测装置检测到的所述内窥镜的位置。

6. 权利要求4所述的投影图像生成设备,其中:

所述投影图像生成设备还包括内窥镜位置检测装置,用于实时检测插入到被检体体腔中的内窥镜的位置;并且

所述给定视点位置是在所述三维医学图像的坐标空间中的位置,其对应于由所述内窥镜位置检测装置检测到的所述内窥镜的位置。

7. 权利要求5所述的投影图像生成设备,还包括:

实际内窥镜图像形成装置,用于通过实时成像来形成表示体腔内部的实际内窥镜图像;以及

用于生成叠加图像的叠加图像生成装置,其中所述实际内窥镜图像与投影图像被叠加,该投影图像是在基本上与形成所述实际内窥镜图像的同时,基于由所述内窥镜位置检测装置检测到的所述内窥镜的位置而形成的。

8. 权利要求 6 所述的投影图像生成设备,还包括:

实际内窥镜图像形成装置,用于通过实时成像来形成表示体腔内部的实际内窥镜图像;以及

用于生成叠加图像的叠加图像生成装置,其中所述实际内窥镜图像与投影图像被叠加,该投影图像是在基本上与形成所述实际内窥镜图像的同时,基于由所述内窥镜位置检测装置检测到的所述内窥镜的位置而形成的。

9. 权利要求 1 至 3 中任意一项所述的投影图像生成设备,其中:

所述投影图像生成设备还包括处置工具位置检测装置,用于实时检测插入到被检体体腔中的处置工具的位置;并且

所述处置工具的所述假定位置是在所述三维医学图像的坐标空间中的位置,其对应于由所述处置工具位置检测装置检测到的所述处置工具的位置。

10. 权利要求 4 所述的投影图像生成设备,其中:

所述投影图像生成设备还包括处置工具位置检测装置,用于实时检测插入到被检体体腔中的处置工具的位置;并且

所述处置工具的所述假定位置是在所述三维医学图像的坐标空间中的位置,其对应于由所述处置工具位置检测装置检测到的所述处置工具的位置。

11. 权利要求 5 所述的投影图像生成设备,其中:

所述投影图像生成设备还包括处置工具位置检测装置,用于实时检测插入到被检体体腔中的处置工具的位置;并且

所述处置工具的所述假定位置是在所述三维医学图像的坐标空间中的位置,其对应于由所述处置工具位置检测装置检测到的所述处置工具的位置。

12. 权利要求 7 所述的投影图像生成设备,其中:

所述投影图像生成设备还包括处置工具位置检测装置,用于实时检测插入到被检体体腔中的处置工具的位置;并且

所述处置工具的所述假定位置是在所述三维医学图像的坐标空间中的位置,其对应于由所述处置工具位置检测装置检测到的所述处置工具的位置。

13. 权利要求 1 所述的投影图像生成设备,其中所述第二结构体是手术目标区域。

14. 权利要求 1 所述的投影图像生成设备,其中所述第三结构体是在手术过程中需要注意的解剖结构。

15. 一种投影图像生成方法,具有下列步骤:利用三维医学图像作为输入信息,生成投影图像,该投影图像是将在多个视线上的图像信息投影在给定投影面上而形成的图像,所述多个视线上的图像信息从给定视点观察到三维医学图像中的第一结构体,该方法还包括下列步骤:

在所述三维医学图像的坐标空间中,当从所述视点观察第一结构体时,在第一结构体

的正面并且是该第一结构体的外部的的位置处设定处置工具的假定位置；

从所述三维医学图像中检测第一结构体的表面；

识别当从所述处置工具的所述假定位置观察第一结构体时，在被第一结构体遮蔽的位置处的、位于所述三维医学图像中的第二结构体；以及

检测当所述处置工具从所述假定位置朝着第二结构体移动时所形成的假定路径与第一结构体表面之间的交点，

其中所述的生成投影图像的步骤是这样的步骤：其生成投影图像，其中交点以可识别的方式显示在投影面的如下位置处：连接所述视点与所述交点的视线上的图像信息投影在该位置处。

## 投影图像生成技术

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于生成投影图像的技术,该投影图像是将在多个视线上的图像信息投影在预定投影面上而形成的图像,该多个视线上的图像信息从预定视点看到三维医学图像中的结构。

### 背景技术

[0002] 近年来,随着例如多排检测器 CT (MDCT) 之类的医疗设备 (modality) 的发展,已经可以获得高质量的三维图像数据。在利用这种图像数据的图像诊断技术中,已经越来越频繁地使用虚拟或伪三维被检体图像,以及高分辨率横断面图像。此外,还可以使用图像识别技术从三维医学图像中提取器官结构,并且已经可以从这些结构已得到很好地识别的三维医学图像生成虚拟或伪三维图像。之后,将这样生成的图像用于手术前的规划和模拟、以及手术中的导航。

[0003] 关于生成虚拟或伪三维图像的方法,采用绘制技术(例如表面绘制或体积绘制)的方法是已知的。具体而言,通过透视投影(中心投影)从被检体内部的虚拟视点所获得的图像被称之为虚拟内窥镜图像,该图像仿佛是通过内窥镜观察到的图像。

[0004] 有人提出了使用这些虚拟内窥镜图像辅助内窥镜手术的技术。

[0005] 例如,日本未审查专利公开 No. 2002-263053 描述了这样一种装置:其通过传感器检测内窥镜的位置,并在将所检测的位置作为视点的情况下,生成其场角比内窥镜的场角宽的虚拟内窥镜图像,并以叠加方式显示内窥镜所采集的实际内窥镜图像和虚拟内窥镜图像。

[0006] 此外,日本未审查专利公开 No. 2005-021353 描述了这样一种装置:其实时检测内窥镜的位置,生成视野与内窥镜的视野相同、并且在该视野内使血管结构可视化的虚拟内窥镜图像,实时检测在内窥镜手术中使用的处置工具的位置,通过将表示处置工具的图像与在处置工具位置处的虚拟内窥镜图像组合而生成复合图像,并显示该复合图像和实际内窥镜图像。

[0007] 在内窥镜手术中,视线方向与处置工具的操作方向不同。这使得即使采用上述专利文献中所描述的从内窥镜视点看到的虚拟内窥镜图像来透视性地观察器官中的病变,也难以明了处置工具的操作方向(即,处置工具朝着图像中的病变接近的状态)。例如,如在图 7 中示例性示出的,对于其中视线方向 VL 对应于视野中心的虚拟内窥镜图像而言,难以明了处置工具进入器官的位置。虽然可以通过半透明处理来观察对手术而言要考虑的器官中的其他结构(例如血管等),但是难以明了这种结构是否处于处置工具从进入位置到病变的路径当中。

[0008] 鉴于上述情况开发了本发明。本发明的一个目的是提供用于生成投影图像的技术,该技术使得能够容易地明了相对于被另一结构(例如器官中的病变)所遮蔽的注意结构,处置工具的接近路径的状态。

## 发明内容

[0009] 本发明的投影图像生成设备是这样一种设备：其具有投影图像生成装置，其中，通过使用三维医学图像作为输入信息，生成投影图像，该投影图像是将在多个视线上的图像信息投影在给定投影面上而形成的图像，所述多个视线上的图像信息从给定视点看到在三维医学图像中的第一结构体，并且所述投影图像生成设备还包括：

[0010] 处置工具位置设定装置，用于在三维医学图像的坐标空间中设定处置工具的假定位置；

[0011] 表面检测装置，用于从三维医学图像中检测第一结构体的表面；

[0012] 第二结构体识别装置，用于识别所述三维医学图像中的第二结构体，该第二结构体位于当从所述处置工具的所述假定位置观察所述第一结构体时被所述第一结构体遮蔽的位置处；以及

[0013] 交点检测装置，用于检测当处置工具从假定位置朝着第二结构体移动时所形成的假定路径与第一结构体的表面之间的交点，

[0014] 其中所述投影图像生成装置是这样一种装置：其生成投影图像，其中所述交点以可识别的方式显示在投影面上的如下位置处：连接所述视点与所述交点的视线上的图像信息投影在该处。

[0015] 本发明的投影图像生成方法是具有下列步骤的方法：使用三维医学图像作为输入信息，生成投影图像，所述投影图像是将在多个视线上的图像信息投影在给定投影面上而形成的图像，所述多个视线上的图像信息从给定视点看到在三维医学图像中的第一结构体，该方法还包括下列步骤：

[0016] 在三维医学图像的坐标空间中，当从视点看第一结构体时，在第一结构体的正面并且是该第一结构体的外部的的位置处设定处置工具的假定位置；

[0017] 从三维医学图像中检测第一结构体的表面；

[0018] 识别当从处置工具的假定位置观察第一结构体时，在被第一结构体遮蔽的位置处的、位于三维医学图像中的第二结构体；以及

[0019] 检测当处置工具从假定位置朝着第二结构体移动时所形成的假定路径与第一结构体表面之间的交点，

[0020] 其中所述的生成投影图像的步骤是这样的步骤：其生成投影图像，其中交点以可识别的方式显示在投影面上的如下位置处：连接所述视点与所述交点的视线上的图像信息投影在该处。

[0021] 其上记录有本发明的投影图像生成程序的计算机可读记录媒介是这样一种媒介：其上记录有使计算机执行上述投影图像生成设备中各个装置的功能作为处理步骤的程序，从而使得计算机发挥投影图像生成设备的作用。

[0022] 这里，“第一结构体”是这样的结构：当从处置工具的假定位置观察第一结构体时，第一结构体遮蔽“第二结构体”。“第一结构体”和“第二结构体”的实例可以是这样的情况：其中作为第二结构体的病变存在于作为第一结构体的器官的内部。除此以外，可以是这样的情况：其中当从处置工具的假定位置观察第一结构体时，第二结构体位于第一结构体后面。“第一结构体”的另一具体实例可以是体表。另一方面，“第二结构体”通常是处置工具的处置目标，即，手术中的目标区域。

[0023] 从给定视点向给定投影面投影以生成“投影图像”的投影方法可以是中心投影、或者是在假设视点无限远的情况下的平行投影。

[0024] 当“在多个视线上的图像信息”被投影时,在每个视线上的图像信息可以是使用视线相邻像素的图像信息、通过内插法而获得的图像信息。

[0025] “给定视点”可以是由使用者手动设定的位置,或者是在三维医学图像的三维坐标空间中对应于如下位置的位置:由内窥镜位置检测装置实时检测的内窥镜被插入到被检体体腔中的位置。

[0026] 在这种情况下,可以采用以下布置:其中,表示体腔内部的实际内窥镜图像通过实时成像形成,并且生成了叠加图像(其中,实际内窥镜图像和投影图像被叠加,该投影图像是在基本上形成实际内窥镜图像的同时,根据由内窥镜位置检测装置所检测到的内窥镜的位置而得到的)。

[0027] “处置工具的假定位置”可以是由使用者手动设定的位置,或者是在三维医学图像的三维坐标空间中对应于如下位置的位置:由处置工具位置检测装置实时检测的处置工具被插入到被检体体腔中的位置。

[0028] “检测第一结构体”的方法和“检测第二结构体”的方法可以是利用已知的图像识别技术的自动方法、使用者手动进行的方法、或者它们的组合。

[0029] “检测交点”的方法的具体实例可以是这样的方法:其通过将第二结构体投影到第一结构体的一部分表面上以检测交点,第一结构体位于第二结构体朝向处置工具的假定位置的方向上。在这种情况下,通过将投影在第一结构体表面的一部分上的第二结构体从给定视点投影到投影面上,交点可以以“可识别的方式”显示在投影图像中。这里,优选的是通过平行投影将已投影在第一结构体表面的一部分上的第二结构体投影到投影面上。

[0030] 在这种情况下,当从处置工具的位置观察第二结构体时,位于第二结构体前部的第三结构体可以进一步被投影到第一结构体表面的一部分上,该第一结构体位于第二结构体朝向处置工具的假定位置的方向上。“第三结构体”的具体实例可以是在手术中需要注意的解剖结构,例如血管、器官、肿瘤等。

[0031] 根据本发明,当使用三维医学图像(其包括当从处置工具的假定位置观察第一结构体时,被第一结构体遮蔽的第二结构体)作为输入信息,生成投影图像(其是将在多个视线上的图像信息从给定视点投影在给定投影面上而形成的图像)时,检测当处置工具从假定位置朝着第二结构体移动时所形成的假定路径与第一结构体的表面之间的交点,并将该交点以可识别的方式显示在投影图像的投影面的如下位置处:连接视点和交点的视线上的图像信息投影在该位置处。这使得在给定视点的投影图像中,可以明了处置工具进入到遮蔽第二结构体(即,注意目标)的第一结构体中的进入位置。如果从给定视点看到的投影图像被用作在普通诊断、手术模拟或手术导航中使用的视点图像,则观察者可以明了处置工具对被另一结构(第一结构体)遮蔽的注意结构(第二结构体,例如器官中的病变)的接近路径的状态,与普通手术中观察被影响区域时的感觉相同,没有不舒服的感觉或混乱,这有助于提高手术的精确度和安全性。

## 附图说明

[0032] 图1是医学图像诊断系统的示意性构造图,其中安装有根据本发明实施方式的手

术模拟功能。

[0033] 图 2 是示意性地示出用于实现本发明第一实施方式中的手术模拟功能的构造和处理流程的框图。

[0034] 图 3 是示出使用根据本发明实施方式的医学图像诊断系统进行手术模拟的处理流程的流程图。

[0035] 图 4 是示意性地示出用于设定视线和处置工具的位置的屏幕实例。

[0036] 图 5 示意性地示出在视线方向上的光线投射和在处置工具的操作方向上的光线投射。

[0037] 图 6 示意性地示出本发明第一实施方式中生成的投影图像的实例。

[0038] 图 7 示意性地示出本发明的比较例中在视线方向上的光线投射。

[0039] 图 8 示意性地示出本发明的比较例中生成的投影图像的实例。

[0040] 图 9 示意性地示出本发明第二实施方式中的光线投射以及在第二实施方式的比较例中的光线投射。

[0041] 图 10 示意性地示出在本发明的第二实施方式和第二实施方式的比较例中生成的投影图像的实例。

[0042] 图 11 示意性地示出本发明第三实施方式中生成的投影图像的实例。

[0043] 图 12 示意性地示出本发明第四实施方式中如何通过表面绘制来生成投影图像的情况。

[0044] 图 13 示出内窥镜检查辅助系统的硬件构造,其中根据本发明的第五实施方式来实施手术导航功能。

[0045] 图 14 是第五实施方式的内窥镜检查辅助系统的功能框图。

[0046] 图 15 是示出使用第五实施方式的内窥镜检查辅助系统进行手术导航的处理流程的流程图。

[0047] 图 16 示意性地示出本发明第五实施方式中的显示图像的实例,其中实际内窥镜图像和虚拟内窥镜图像彼此叠加。

## 具体实施方式

[0048] 图 1 是医学图像诊断系统的示意性硬件构造图,其中根据本发明的第一实施方式实施手术模拟功能。如图 1 所示,该系统包括通过网络 9 彼此通讯连接的医疗设备 1、图像存储服务器 2、以及图像处理工作站 3。

[0049] 医疗设备 1 包括这样的装置:其将被检体的检查目标部位成像,以生成表示该部位的三维医学图像的图像数据,并通过附加辅助信息(该辅助信息在 DICOM(医学数字成像与通信)标准中限定),从而作为图像信息而输出该图像数据。该装置的具体实例包括(例如)CT、MRI 等。在本实施方式中,将描述下列情况:其中通过用 CT 沿体轴方向扫描人体,生成三维图像数据,该三维图像数据显示待被检查的人体的腹部(包括肝脏)。

[0050] 图像存储服务器 2 是这样的计算机,其将通过医疗设备 1 获得医学图像数据、以及通过在图像处理工作站 3 处的图像处理而生成的医学图像的图像数据存储在数据库中,并管理它们,图像存储服务器 2 包括大容量外部存储单元和数据库管理软件(例如,对象关系数据库(ORDB))。



[0051] 图像处理工作站 3 是这样的计算机,其响应来自影像读取机 (radiology reader) 的要求,对来自医疗设备 1 或图像存储服务器 2 的医学图像数据进行图像处理 (包括图像分析),并显示所生成的图像。图像处理工作站 3 具有已知的 CPU 硬件构造、主存储单元、辅助存储单元、输入/输出接口、通讯接口、输入设备 (鼠标、键盘等等)、显示设备 (显示器)、数据总线等,并具有安装在其上的已知操作系统。使用本发明的投影图像生成处理,在图像处理工作站 3 中实施手术模拟功能,并且该处理是通过执行安装自记录介质 (例如 CD-ROM 等) 的程序而实现的。可供选择地,该程序可以是在从服务器的存储单元下载之后安装的程序,该服务器通过网络 (例如互联网等) 连接。

[0052] 图像数据的存储格式以及通过网络 9 连接的系统的各个元件之间的通讯基于 DICOM 协议等。

[0053] 图 2 是示出与根据本发明第一实施方式的手术模拟处理相关的图像处理工作站 3 的一部分功能的框图。如图 2 所示,根据本发明第一实施方式的手术模拟处理通过三维图像获取单元 11、视线设定单元 12、处置工具位置设定单元 13、病变位置识别单元 14、表面位置检测单元 15、交点检测单元 16、投影图像生成单元 17 和显示控制单元 18 实现。在图 2 中,三维医学图像  $V$ 、投影图像  $I_p$ 、投影图像  $I_p$  中的视线  $VL$ 、处置工具假定位置 (在下文中,称为处置工具位置)  $P_T$ 、肝脏病变位置  $P_L$ 、肝脏表面位置  $SF$ 、以及在处置工具操作方向和肝脏表面位置之间的交点  $P_A$  是通过上述各个单元写入到图像处理工作站 3 的预定存储区、并从中读出的数据。

[0054] 图 3 是示出用户操作、计算处理、显示处理等流程的流程图,这些处理在用于本发明第一实施方式的手术模拟的软件下进行。将参照图 2 和图 3 来描述本发明第一实施方式的手术模拟流程。

[0055] 首先,通过医疗设备 1 对被检体的腹部成像,并形成三维图像  $V$ 。在图像处理工作站 3 中,三维图像获取单元 11 获得了医疗设备 1 所形成的三维图像  $V$  (#1),病变位置识别单元 14 提取出由三维医学图像  $V$  所表示的肝脏中的病变、并识别其位置  $P_L$  (#2),并且表面位置检测单元 15 检测肝脏的表面位置  $SF$  (#3)。同时,视线设定单元 12 和处置工具位置设定单元 13 根据用户操作,分别设定要在后一步骤中生成的投影图像  $I_p$  的视线  $VL$ 、以及用于手术的处置工具的位置  $P_T$  (#4)。

[0056] 然后,使用三维图像作为输入信息,投影图像生成单元 17 生成投影图像  $I_p$ ,该图像是通过将在多个视线上的图像信息投影到预定投影面上而生成的图像,该多个视线是通过视线设定单元 12 设定的 (#5、#6、#8、#9、#10)。同时,交点检测单元 16 检测以下两者之间的交点  $P_A$ :当处置工具从处置工具位置设定单元 13 所设定的处置工具位置朝着由病变位置识别单元 14 所识别的病变位置  $P_L$  移动时要形成的假定路径 (操作方向) 与由表面位置检测单元 15 所检测的肝脏表面位置  $SF$  (#7),并且投影图像生成单元 17 生成投影图像  $I_p$ ,其中被交点检测单元 16 检测的交点  $P_A$  以可识别的方式显示在下列位置处:在穿过交点  $P_A$  的视线  $VL$  上的图像信息被投影在该位置处 (#8)。虽然将在后面详细描述这一系列处理,但是通过将病变位置识别单元 14 所提取的病变位置  $P_L$  沿处置工具的操作方向平行投影到肝脏的表面  $SF$ ,本实施方式中的交点检测单元 16 适于检测交点  $P_A$ ,并且对于每条视线,在投影图像生成单元 17 的投影处理中顺次进行交点检测单元 16 的处理。

[0057] 之后,显示控制单元 18 使得所生成的投影图像  $I_p$  显示在图像处理工作站 3 的显

示设备上 (#11)。

[0058] 下面将详细描述在图像处理工作站 3 的各个单元中进行的处理。

[0059] 三维医学图像获取单元 11 具有通讯接口功能,以从医疗设备 1 接收三维医学图像 V,并将该图像 V 存储到图像处理工作站 3 的预定存储区。

[0060] 视线设定单元 12 和处置工具位置设定单元 13 具有用户接口,包括在图 4 中作为例子示出的设定屏幕,以分别接受用户操作,以在投影图像  $I_p$  中设定视线 VL 以及在手术中使用的处置工具的位置  $P_T$ 。如图 4 所示,视线设定单元 12 和处置工具位置设定单元 13 基于三维医学图像 V 来生成轴向横断面图像,并使得已生成的图像显示在设定屏幕中。这里,轴向横断面图像的位置可以(例如)是在生成轴向横断面图像之前,穿过由病变位置识别单元 14 所识别的病变位置  $P_L$  的中心的位置。此外,横断面的位置可以根据用户使用键盘、点击设备等操作来改变。将标记叠加在表示病变的区域(在图中用  $P_L$  表示的区域)。例如,如果使用者使用点击设备从工具条(未示出)中选择用于设定视线的图标,然后通过在轴向横断面图像中的所需位置处保持点击操作同时进行拖动操作,来绘制表示视线方向的箭头(图中的 VL),则视线设定单元 12 检测该操作并确定视线 VL 在三维医学图像 V 的坐标空间中的方向,并将确定结果存储在预定的存储空间。同时,例如,如果使用者使用点击设备从工具条(未示出)中选择出用于设定处置工具的位置的图标,然后在轴向横断面图像中的处置工具的所需假定位置(图中的点  $P_T$ )处进行点击操作,则处置工具位置设定单元 13 检测该操作,并识别处置工具位置  $P_T$  在三维医学图像 V 的坐标空间中的位置,并将识别结果存储在预定的存储空间中。注意的是,处置工具朝向病变位置  $P_L$  的中心的方向,即,处置工具的操作方向(图中的 TL)通过处置工具位置  $P_T$  的确定而确定。

[0061] 病变位置识别单元 14 使用三维医学图像 V 作为输入信息,并采用已知的图像识别方法从图像 V 中提取出手术目标肝脏病变区域,从而识别病变位置  $P_L$ 。例如,当使用由本申请人在日本未审查专利公开 No. 2008-245719 中所提出的方法时,病变位置识别单元 14 可以通过如下方法提取出病变区域:借助于点击设备操作等来接受在轴向横断面图像中病变区域的任意点的用户设定,使用预先限定的病变区域的可能尺寸的信息来确定病变区域的可能存在的三维范围,并且基于使用者所设定的点以及在所述存在范围之外的点采用区域分割方法(例如图切割)。在本实施方式中,病变位置  $P_L$  指的是表示被病变位置识别单元 14 提取的三维病变区域的点的集合。下文中,病变位置  $P_L$  有时根据上下文可称之为病变区域  $P_L$ 。

[0062] 表面位置检测单元 15 使用三维医学图像 V 作为输入信息,并采用已知的图像识别方法从图像 V 中检测肝脏的表面位置 SF。例如,当使用由本申请人在日本未审查专利公开 No. 2009-211138 中所提出的方法时,采用表面位置检测单元 15 以下列方式从三维医学图像中检测肝脏区域。首先,作为对在轴向横断面图像(其表示肝脏)中用户的点击设备操作的反应,用户在肝脏区域中设定任意点(下文中,称为用户设定点)。然后使用通过机器学习(例如 AdaBoost 法)而获得的鉴别器,检测肝脏区域轮廓的棱角部分作为基准点。然后,以用户设定点为中心,对于尺寸足以包括肝脏区域的三维区域(下文中,称为处理目标区域)中的每个点(像素),使用通过机器学习(例如 AdaBoost 法)而获得的鉴别器,计算估算值,该估算值表明每个点是否是位于肝脏区域轮廓上的点。然后,在确定将在处理目标区域的周边上的每个点作为肝脏区域外的背景区域中的点,同时确定将用户设定点和基准

点作为肝脏区域中的点之后,通过使用在处理目标区域中每个点的估算值,应用图切割方法从三维医学图像  $V$  中提取出肝脏区域。这里,所提取的肝脏区域的轮廓是表面位置  $SF$ 。

[0063] 交点检测单元 16 应用已知的光线投射方法,以将病变位置  $P_I$  沿处置工具的操作方向  $TL$  投影到表面位置  $SF$  上,从而获得在处置工具的操作方向  $TL$  与肝脏的表面位置  $SF$  之间的交点  $P_A$ ,即,处置工具进入肝脏的位置。

[0064] 同时,投影图像生成单元 17 如下生成投影图像  $I_p$ :使用三维医学图像  $V$  作为输入信息,并使用体积绘制方法(其采用已知的光线投射)平行投影到视线  $VL$  的方向。

[0065] 在本实施方式中,如在图 3 的流程图的步骤 #6 到 #10 中所示,交点检测单元 16 和投影图像生成单元 17 进行一体化处理。在下文中,将参照图 5 中示出的示意图来描述该处理。注意的是,通过程序开始参数或通过设置文件进行下列预定义:将彩色信息( $R$ 、 $G$ 、 $B$  的各个信号值) $C_I$  和不透明度  $\alpha_I (= 1)$  分配到属于被病变位置识别单元 14 所识别的病变位置  $P_I$  的每个像素,将彩色信息  $C_{SF}$  和不透明度  $\alpha_{SF} (= 1)$  分配到表示肝脏的表面位置  $SF$  (其由表面位置检测单元 15 检测)的每个像素,并将彩色信息  $C_{OT}$  和不透明度  $\alpha_{OH} (= 0)$  分配到其他区域。

[0066] 首先,投影图像生成单元 17 读取视线  $VL$  上的第一搜索点的信息 (#5),并确定该搜索点是否是在表面位置  $SF$  上 (#6)。更具体地讲,确定搜索点本身、或者相邻的八个体素中的至少一个是否是在表面位置  $SF$  上。如果搜索点不在表面位置  $SF$  上 (#6:否),则利用被分配到该搜索点的彩色信息和不透明度进行光线投射(视线方向光线投射) (#9)。另一方面,如果搜索点在表面位置  $SF$  上 (#6:YES),则交点检测单元 16 从搜索点朝着操作方向  $TL$  上的被检体的内部进行光线投射(操作方向光线投射),以获得彩色信息  $C_{TL}$  和累积不透明度  $\alpha_{TL}$  的计算结果 (#7)。然后,基于被分配到表面位置  $SF$  上的搜索点的彩色信息  $C_{SF}$ ,以及通过操作方向光线投射而获得的彩色信息  $C_{TL}$  和累积不透明度  $\alpha_{TL}$ ,投影图像生成单元 17 用  $\alpha_{TL} \cdot C_{TL} + (1 - \alpha_{TL}) \cdot C_{SF}$  代替搜索点的彩色信息,并进行视线方向光线投射 (#8)。这使得在视线方向的一个搜索点的光线投射终止。此时,如果满足视线方向光线投射的终止条件,即,如果累积不透明度  $\alpha_{VL}$  在视线方向光线投射中达到值 1,或者如果搜索点在三维医学图像  $V$  的范围外 (#10:YES),则视线方向光线投射终止。另一方面,如果不满足终止条件 (#10:否),则获得在视线方向的下一个搜索点的信息 (#5),重复步骤 #6 到 #9,直到满足终止条件 (#10:YES)。虽然没有在图 3 的流程中清楚地表示,但是对于多个视线的每一个(其对应于构成投影图像  $I_p$  的每个像素)并列地或按顺序地进行步骤 #5 至 #10。

[0067] 在图 5 所示的实例中,在沿着视线  $VL_1$  和  $VL_2$  中的每一个的视线方向光线投射中,各个搜索点的不透明度  $\alpha_{OH}$  的值均是 0,直至搜索点到达肝脏的表面位置,因此,彩色信息不被累积。当在每个视线方向光线投射中,搜索点到达肝脏的表面位置  $SF$  时,进行沿着操作方向  $TL_1$  的光线投射以及沿着操作方向  $TL_2$  的光线投射。对于位于肝脏的表面位置  $SF$  上的视线  $VL_1$  上的搜索点,从搜索点直至搜索点到达病变区域  $P_I$  中的操作方向光线投射中,每个搜索点的不透明度  $\alpha_{OH}$  的值是 0,因此,彩色信息  $C_{TL1}$  和累积不透明度  $\alpha_{TL1}$  不被累积。然而,当搜索点到达病变区域  $P_I$  时,彩色信息  $C_I$  被累积,并且由于病变区域  $P_I$  中每个搜索点的不透明度  $\alpha_I$  的值是 1,所以满足操作方向光线投射的终止条件(与视线方向的终止条件相同),从而操作方向光线投射终止。因此,通过操作方向光线投射获得彩色信息  $C_{TL1}$  (= 病变区域  $P_I$  中的彩色信息  $C_I$ ) 和累积不透明度  $\alpha_{TL1}$  (= 病变区域  $P_I = 1$  中的不透明度  $\alpha_I$ )。

这里,返回到视线方向光线投射,从分配到肝脏的表面位置 SF 的彩色信息  $C_{SF}$ 、通过操作方向光线投射而获得的彩色信息  $C_{TL1} (= C_I)$  和累积不透明度  $\alpha_{TL1} (= 1)$ ,得到搜索点的彩色信息是  $\alpha_{TL1} \cdot C_{TL1} + (1 - \alpha_{TL1}) \cdot C_{SF} = C_I$ ,并且被分配到肝脏的表面位置 SF 的搜索点的不透明度  $\alpha_{SF}$  的值是 1,从而也满足了视线方向光线投射的终止条件,光线投射终止。这导致对应于视线  $VL_1$  的投影图像  $I_p$  的像素的彩色信息是  $C_I$ 。同时,对于位于肝脏的表面位置 SF 上的视线  $VL_2$  上的搜索点,因为在操作方向  $TL_2$  上不存在病变区域  $P_I$  中的搜索点,因此在操作方向  $TL_2$  上所有搜索点中的每一个的不透明度  $\alpha_{OH}$  的值均是 0,使得在彩色信息  $C_{TL2}$  和不透明度  $\alpha_{TL2}$  不累积的情况下搜索点到达三维医学图像 V 的范围外,从而满足终止条件,并且在彩色信息  $C_{TL2}$  和累积不透明度  $\alpha_{TL2}$  的值均保持为 0 的情况下终止操作方向光线投射。这里,返回到视线方向光线投射,从通过操作方向光线投射而获得的彩色信息  $C_{TL2} (= 0)$  和累积不透明度  $\alpha_{TL2} (= 0)$  中,得到搜索点的彩色信息是  $\alpha_{TL2} \cdot C_{TL2} + (1 - \alpha_{TL2}) \cdot C_{SF} = C_{SF}$ ,并且被分配到肝脏的表面位置 SF 上的搜索点的不透明度  $\alpha_{SF}$  的值是 1,从而也满足了视线方向光线投射的终止条件,光线投射终止。这导致对应于视线  $VL_2$  的投影图像  $I_p$  的像素的彩色信息是  $C_{SF}$ 。

**[0068]** 如上所述,视线方向光线投射和操作方向光线投射的组合进行使得病变区域  $P_I$  在操作方向上被平行投影到肝脏的表面 SF,并且通过在视线方向上的平行投影,使得不同于肝脏表面其他区域的彩色信息被投影到投影图像  $I_p$  的投影面上。即,检测处置工具从处置工具位置  $P_T$  到病变位置  $P_I$  的操作路径与肝脏表面 SF 之间的交点  $P_A$ ,并以可识别的方式将交点  $P_A$  显示在投影图像  $I_p$  中。

**[0069]** 图 6 示意性地示出以如上所述的方式生成的投影图像  $I_p$  的例子。如图 6 所示,将交点  $P_A$  (其是处置工具从假定位置  $P_T$  向着病变区域  $P_I$  移动的进入位置) 叠加在体积绘制图像 (其中肝脏的表面 SF 投影在该图像中) 上。

**[0070]** 与此形成对比的是,图 7 和 8 示出了本发明第一实施方式的比较例。如图 7 中所示示意性示出的,当沿着视线 VL 将病变区域  $P_I$  平行投影到肝脏的表面位置 SF 时,所生成的投影图像类似于图 8 中示出的投影图像,并且病变区域  $P_I$  的投影位置  $P_A'$  不同于本发明第一实施方式中的投影位置  $P_A$ ,导致投影位置  $P_A'$  不对应于处置工具的进入位置。注意的是,示出图 8 中的投影位置  $P_A$  仅是为了比较的目的,其并不是按照图 7 所示的投影方法实际描绘。

**[0071]** 如上所述,根据本发明的第一实施方式,当使用三维医学图像 V 作为输入信息、通过投影图像生成单元 17 生成投影图像  $I_p$  (其是将位于多个视线 VL 上的图像信息投影到预定投影面上而形成的图像,所述视线 VL 由视线设定单元 12 设定) 时,通过将病变位置识别单元 14 识别的病变区域  $P_I$  在处置工具的操作方向 (其是当处置工具从处置工具位置设定单元 13 所设定的假定位置  $P_T$  移动到病变区域  $P_I$  时处置工具的方向) 上平行投影到肝脏的表面上,用交点检测单元 16 检测交点  $P_A$ ,并且可以通过投影图像生成单元 17 生成投影图像  $I_p$ ,其中将检测到的交点  $P_A$  以可识别的方式显示在下列位置处:穿过所检测的交点  $P_A$  的视线上的图像信息被投影在该位置处。这使得可以容易且正确地明了投影图像  $I_p$  中处置工具进入具有病变区域  $P_I$  的肝脏中的位置。此外,投影图像  $I_p$  可以具有与手术时的视野一样的视野。因此,在手术模拟中使用投影图像  $I_p$  使得观察者明了处置工具接近肝脏中的病变区域  $P_I$  的路径,这与普通手术中观察被影响区域的感觉相同,没有不舒服的感觉或混乱,有

助于提高手术的精确度和安全性。

[0072] 此外,将病变位置识别单元 14 所提取的病变位置  $P_I$  沿着处置工具的操作方向平行投影到肝脏的表面 SF 上,可以直接地反映该病变位置  $P_I$  的形状和尺寸,从而可以得到更适于观察的投影图像  $I_p$ 。

[0073] 在上述实施方式中,交点检测单元 16 和投影图像生成单元 17 一体地进行处理。但是也可以采用这样的布置:其中,交点检测单元 16 将病变区域  $P_I$  沿着操作方向 TL 投影到肝脏的表面 SF,并用  $\alpha_{TL} \cdot C_{TL} + (1 - \alpha_{TL}) \cdot C_{SF}$  代替肝脏表面 SF 上的位置(病变区域  $P_I$  投影到该处)的彩色信息,然后投影图像生成单元 17 沿视线方向 VL 进行平行投影。或者,可以采用这样的布置:其中,首先投影图像生成单元 17 沿视线方向 VL 进行平行投影,然后交点检测单元 16 将病变区域  $P_I$  沿着操作方向 TL 投影到肝脏的表面 SF 上,然后识别投影图像  $I_p$  中的位置(投影位置  $P_A$  投影到此处),并用  $\alpha_{TL} \cdot C_{TL} + (1 - \alpha_{TL}) \cdot C_{SF}$  替换已识别的位置的彩色信息。

[0074] 本发明的第二实施方式是这样的实施方式:其中将彩色信息  $C_x$  ( $\neq 0$ ) 和不透明度  $\alpha_x$  ( $0 < \alpha_x < 1$ ) 分配到肝脏内部的结构体  $P_x$  (例如血管),并在  $0 < \alpha_I < 1$  的范围内改变病变区域  $P_I$  的不透明度  $\alpha_x$ 。此外,交点检测单元 16 和投影图像生成单元 17 不一体化进行处理,而是按照交点检测单元 16 和投影图像生成单元 17 的顺序或者以与此相反的顺序进行处理。

[0075] 如图 9 中示意性示出的,这使得当通过交点检测单元 16 沿处置工具的操作方向进行光线投射时,结构体  $P_x$  (其具有分配到其上的彩色信息  $C_x$  和不透明度  $\alpha_x$ ,并位于连接处置工具位置  $P_I$  和病变区域  $P_I$  之间的直线上)以及病变区域  $P_I$  被投影到肝脏的表面 SF 上。图 10 示意性地示出在本发明的第二实施方式中生成的投影图像  $I_p$ 。如图 10 所示,将表示病变区域  $P_I$  的区域  $P_A$  和表示其他结构体  $P_x$  的区域  $P_B$  投影到操作方向 TL 与投影图像  $I_p$  中的肝脏表面 SF 相交的位置处。这使得容易地明了病变区域  $P_I$  与其他结构体  $P_x$  在处置工具的操作方向上的位置关系,并且可以容易地发现在手术时要注意的结构体(在该例子中是  $P_x$ ),从而可以进一步提高手术的精确度和安全性。同时,与本发明的第一实施方式的比较例一样,当将病变区域  $P_I$  和其他结构体  $P_x$  沿视线方向 VL 投影时,它们分别投影为投影图像  $I_p$  中的  $P_A'$  和  $P_B'$ ,从而难以明了病变区域  $P_I$  与其他结构体  $P_x$  在处置工具的操作方向 TL 上的位置关系。

[0076] 本发明的第三实施方式与第二实施方式相同,不同之处在于:在  $0 < \alpha_{SF} < 1$  的范围内改变被分配到肝脏表面 SF 的不透明度  $\alpha_{SF}$ 。如图 11 中示意性示出的,在病变区域  $P_I$  和结构体  $P_x$  沿处置工具的操作方向 TL 被投影到肝脏表面 SF 并叠加的情况下,生成投影图像  $I_p$ ,该投影图像  $I_p$  是其中使得肝脏的表面 SF 半透明,并且肝脏的内部结构(例如血管等)视觉上可辨别的体积绘制图像,从而有利于观察肝脏的内部结构,同时可以明了处置工具的进入位置。

[0077] 本发明的第四实施方式是这样的实施方式:其中使用已知的表面绘制方法生成投影图像  $I_p$ 。更具体地讲,如图 12 中示意性示出的,病变位置识别单元 14 生成病变区域的表面模型  $P_I$ ,表面位置检测单元 15 生成肝脏的表面模型 SF,当沿着处置工具的操作方向 TL 将表面模型  $P_I$  投影时,在表面模型  $P_I$  与肝脏的表面模型 SF 之间的交点处,交点检测单元 16 附上表示病变区域的表面模型  $P_I$  的结构,并且投影图像生成单元 17 生成投影图像  $I_p$ ,其

中将肝脏的表面模型 SF (表示病变区域的表面模型  $P_1$  的结构被附加在该肝脏的表面模型 SF) 可视化。尽管绘制方法不同,但是这可以提供与第一实施方式相同的有利效果。

[0078] 本发明的第五实施方式是其中安装有手术导航功能的内窥镜检查辅助系统。图 13 是该内窥镜检查辅助系统的硬件构造图,示出了其概貌。如图 13 所示,该系统包括内窥镜 101、数字处理器 102、光源单元 103、实际内窥镜图像显示器 104、医疗设备 105、处置工具 106、内窥镜标记 107a、处置工具标记 107b、位置感测器 108、图像处理工作站 109 以及用于图像处理工作站的显示器 110 (下文中称为 WS 显示器)。

[0079] 在本实施方式中,内窥镜 101 是用于腹腔的刚性内窥镜,其被插入到被检体的腹腔中。被来自光源单元 103 的光纤导向的光从内窥镜 101 的尖端部分输出,并通过内窥镜 101 的成像光学系统获得被检体腹腔内部的图像。数字处理器 102 将通过内窥镜 101 获得的图像信号转化成数字图像信号,通过进行数字信号处理 (例如白平衡调整、阴影校正等) 校正图像质量,并通过附加由 DICOM 标准定义的辅助信息来输出校正过的图像信号作为实际内窥镜图像数据 ( $I_{RE}$ )。根据符合 DICOM 标准的通信协议,将输出的实际内窥镜图像数据 ( $I_{RE}$ ) 通过 LAN 传输到图像处理工作站 109。另外,数字处理器 102 将实际内窥镜图像数据 ( $I_{RE}$ ) 转化为模拟信号,并将该模拟信号输出到实际内窥镜图像显示器 104,从而将实际内窥镜图像 ( $I_{RE}$ ) 显示在实际内窥镜图像显示器 104 上。通过内窥镜 101 在预定的帧速率下获得图像信号,并且实际内窥镜图像显示器 104 显示实际内窥镜图像 ( $I_{RE}$ ) 作为表示腹腔内部的动画片。此外,内窥镜 101 还可以根据用户操作得到其他图像。

[0080] 医疗设备 105 与第一至第四实施方式中的医疗设备 1 相同,并且根据符合 DICOM 标准的通信协议,通过 LAN 将形成的三维图像数据 (V) 传输到图像处理工作站 109。

[0081] 内窥镜标记 107a、处置工具标记 107b 以及位置感测器 108 构成了已知的三维位置测量设备。内窥镜标记 107a 和处置工具标记 107b 分别设置在靠近内窥镜 101 和处置工具 106 的把柄部位,并且光学位置感测器 108 以预定的时间间隔检测每个标记 107a 和 107b 的三维位置。内窥镜标记 107a 和处置工具标记 107b 均包括多个标记片,并且位置感测器 108 可以从每个标记片之间的位置关系检测到内窥镜 101 和处置工具 106 的方向,并且可以通过偏移量计算方法来计算内窥镜 101 和处置工具 106 的尖端部分的三维位置 ( $PS_E, PS_T$ )。位置感测器 108 将计算得到的内窥镜 101 和处置工具 106 的三维位置数据 ( $PS_E, PS_T$ ) 通过 USB 接口传输到图像处理工作站 109。

[0082] 图像处理工作站 109 是这样的计算机:其具有已知的 CPU 硬件构造、主存储单元、辅助存储单元、I/O 接口、通信接口、数据总线等,并且输入设备 (点击设备、键盘等) 和 WS 显示器 110 彼此连接。图像处理工作站 109 通过 LAN 连接与数字处理器 102 和医疗设备 105 相连接,并通过 USB 连接与位置感测器 108 相连接。此外,图像处理工作站 109 具有已知的操作系统和安装在其中的多种类型的应用软件。还安装有用于执行本发明的手术导航功能的应用软件。这些软件可以从记录媒介 (例如 CD-ROM 等) 安装,或者从服务器 (通过网络,例如因特网等连接) 的存储单元下载之后安装。

[0083] 图 14 是根据本发明的第五实施方式、按功能分开的内窥镜检查辅助系统的框图。如图 14 所示,根据本发明的第五实施方式的内窥镜检查辅助系统包括内窥镜 101、实际内窥镜成像单元 102、实际内窥镜图像显示器 104、三维图像形成单元 105、处置工具 106、WS 显示器 110、内窥镜位置检测单元 111、处置工具位置检测单元 112、实际内窥镜图像获取单元

121、内窥镜位置获取单元 122、处置工具位置获取单元 123、三维图像获取单元 124、病变位置识别单元 125、表面位置检测单元 126、交点检测单元 127、虚拟内窥镜图像生成单元 128 以及显示控制单元 129。注意的是,相同的参考数字用于图 13 所示的硬件设备以及与其基本上——对应的图 14 所示的功能块。即,实际内窥镜成像单元 12 的功能由图 13 中所示的数字处理器来实现,三维图像形成单元 105 的功能由图 13 中所示的医疗设备来实现。同时,内窥镜位置检测单元 111 的功能通过内窥镜标记 107a 和位置感测 108 来实现,并且处置工具位置检测单元 112 的功能通过处置工具标记 107b 和位置感测器 108 来实现。图 14 中的虚线框表示图像处理工作站 109,并且虚线框中各单元的功能通过执行图像处理工作站 109 上的预定程序来实现。此外,实际内窥镜图像  $I_{RE}$ 、内窥镜位置  $P_E$ 、处置工具位置  $P_T$ 、三维医学图像  $V$ 、病变位置  $P_I$ 、遮蔽病变的结构(下文中称为遮蔽结构)的表面位置  $SF$ 、在虚线框中示出的虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  是被虚线框中的各个单元写入图像处理工作站 109 的预定存储区并从其中读取的数据。

[0084] 现在将利用图 15 中示出的流程图来概述在根据本发明第五实施方式的内窥镜检查辅助系统中进行的用户操作流程,以及在上述各个单元中进行的处理。

[0085] 首先,在使用内窥镜 101 对被检体的腹腔进行内部检查之前,通过用三维图像形成单元 105 将被检体的腹腔内部成像以形成三维医学图像  $V$ 。在图像处理工作站 109 中,三维图像获取单元 124 获得该三维医学图像  $V$  (#101),并且病变位置识别单元 125 提取出在三维医学图像  $V$  中出现的病变区域,并识别该位置  $P_I$  (下文中也称之为病变区域  $P_I$ ,如在第一实施方式中所述的那样) (#102),并且表面位置检测单元 126 从三维医学图像  $V$  中检测出遮蔽结构的表面位置  $SF$  (#103)。

[0086] 如图 15 的流程图右侧所述,在病变区域  $P_I$  的内窥镜手术中,即,在观察被检体的腹腔内部的过程中,实际内窥镜成像单元 102 在预定的帧速率下、通过插入到体腔中的内窥镜 101 重复地形成实际内窥镜图像  $I_{RE}$ ,并且所形成的实际内窥镜图像  $I_{RE}$  以动画片的形式实时地显示在实际内窥镜图像显示器 104 中,直至观察结束 (#113: YES)。内窥镜位置检测单元 111 和处置工具位置检测单元 112 分别以预定的时间间隔,实时地重复检测插入到体腔内的内窥镜 101 和处置工具 106 的位置  $PS_E$  和  $PS_T$ 。

[0087] 在图像处理工作站 109 中,实际内窥镜图像获取单元 121 获得由实际内窥镜成像单元 102 形成的实际内窥镜图像  $I_{RE}$  (#104)。基本上与此同时,内窥镜位置获取单元 122 获得由内窥镜位置检测单元 111 所检测到的内窥镜位置  $PS_E$ ,将所获得的内窥镜位置  $PS_E$  转化成三维医学图像  $V$  的坐标体系中的位置,并输出所获得的内窥镜位置  $P_E$ ,同时,处置工具获取单元 123 获得由处置工具位置检测单元 112 检测到的处置工具位置  $PS_T$ ,将所获得的处置工具位置  $PS_T$  转化为三维医学图像  $V$  的坐标体系中的位置,并输出所获得的处置工具位置  $P_T$  (#105)。

[0088] 使用由三维图像获取单元 124 所获得的三维医学图像  $V$  作为输入信息,虚拟内窥镜图像生成单元 128 生成虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$ ,该虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  是在假定由内窥镜位置获取单元 122 所获得的内窥镜位置  $P_E$  为视点的情况下,将多个视线上的图像信息中心投影到预定的投影面上而形成的图像 (#106、#107、#109、#110、#111)。同时,交点检测单元 127 检测在假定路径(操作方向)与由表面位置检测单元 126 检测到的遮蔽结构的表面  $SF$  之间的交点  $P_A$ ,其中所述假定路径是在当处置工具从由处置工具位置获取单元 123 所获

得的处置工具位置  $P_T$  处朝着由病变位置识别单元 125 所识别的病变位置  $P_T$  移动时形成的 (#108)。然后,虚拟内窥镜图像生成单元 128 生成虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$ ,其中交点  $P_A$  以可识别的方式显示在如下位置处:穿过被交点检测单元 127 所检测的交点  $P_A$  的视线上的图像信息投影在该处 (#109)。

[0089] 然后,显示控制单元 129 使得由实际内窥镜图像获取单元 121 获得的实际内窥镜图像  $I_{RE}$  以及由虚拟内窥镜图像生成单元 128 生成的虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$ ,以叠加的方式显示在 WS 显示器 110 上 (#112)。

[0090] 在图像处理工作站 109 中,重复如下步骤:采集新的实际内窥镜图像  $I_{RE}$  (#104)、同时采集内窥镜位置  $P_E$  以及处置工具位置  $P_T$  (#105)、生成虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  (#106 至 #111)、并更新实际内窥镜图像  $I_{RE}$  和虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  的叠加显示 (#112),直至观察到操作指示终止 (#113:否)。

[0091] 接下来,将详细描述在图像处理工作站 109 的每个单元中进行的处理。

[0092] 实际内窥镜图像获取单元 121 是这样的通信接口:其通过与实际内窥镜成像单元 (数字处理器) 102 通信,从而接收实际内窥镜图像  $I_{RE}$ ,并将接收到的图像存储在图像处理工作站 109 的预定存储区中。根据实际内窥镜图像获取单元 121 的要求,从实际内窥镜成像单元 102 中转移实际内窥镜图像  $I_{RE}$ 。

[0093] 内窥镜位置获取单元 122 具有通过与内窥镜位置检测单元 111 通信而获得内窥镜位置  $PS_E$  的通信接口功能,并且还具有将所获得的内窥镜位置  $PS_E$  转换成内窥镜位置  $P_E$  (该位置用来自位置感测器 108 的三维坐标体系的三维医学图像  $V$  的三维坐标体系中的坐标值来表示)、并将内窥镜位置  $P_E$  存储在图像处理工作站 109 的预定存储区中的功能。在前者的通信接口功能中,根据内窥镜位置获取单元 122 的要求,从内窥镜位置检测单元 111 获得内窥镜位置  $PS_E$ 。在后者的坐标转换功能中,如果根据位置感测器的三维坐标体系的各坐标轴的方向与三维医学图像  $V$  的三维坐标体系的各坐标轴的方向之间的对应关系预先获得各轴的旋转量,并预先测量在被检体中的位置 (其对应于三维医学图像  $V$  原点) 在位置感测器 108 的三维坐标体系中的坐标值,以及根据原点的坐标值预先计算得到两个对应坐标轴之间的平移量,则可以使用进行了旋转量的旋转以及平移量的平移的矩阵,将在位置感测器 108 的三维坐标体系中所表示的内窥镜位置  $PS_E$ ,转换为由三维医学图像  $V$  的三维坐标体系的坐标值所表示的内窥镜位置  $P_E$ 。

[0094] 处置工具位置获取单元 123 类似于内窥镜位置获取单元 122,具有用于通过与处置工具位置检测单元 112 通信从而获得处置工具位置  $PS_T$  的通信接口功能,并且还具有将所获得的处置工具位置  $PS_T$  转换成内窥镜位置  $P_T$  (该位置用来自位置感测器 108 的三维坐标体系的三维医学图像  $V$  的三维坐标体系中的坐标值来表示)、并将处置工具位置  $P_T$  存储到图像处理工作站 109 的预定存储区中的功能。

[0095] 三维图像获取单元 124 具有用于从三维医学图像形成单元 105 接收三维医学图像  $V$ ,并将所接收的图像存储在图像处理工作站 109 的预定存储区中的通信接口功能。

[0096] 病变位置识别单元 125 与第一至第四实施方式的病变位置识别单元 14 相同。

[0097] 表面位置检测单元 126 通过采用已知的图像识别技术 (与第一实施方式中一样) 的方法,或者通过检测从内窥镜位置  $P_E$  的中心投影中每个视线上的位置 (像素值在预定阈值以上急剧改变的位置、或者像素值大于预定阈值的位置),来检测遮蔽结构的表面 SF。



[0098] 交点检测单元 127 与第一至第四实施方式的交点检测单元 16 相同,不同之处在于:处置工具位置  $P_T$  是从处置工具位置获取单元 123 获得的处置工具 106 的实际位置。

[0099] 虚拟内窥镜图像生成单元 128 与第一至第四实施方式的投影图像生成单元 17 相同,不同之处在于:由内窥镜位置获取单元 122 获得的内窥镜 101 的实际位置  $P_E$  作为视点,通过中心投影生成投影图像,而不是沿视线 VL 的方向平行投影生成投影图像。即,虚拟内窥镜图像生成单元 128 对应于投影图像生成装置。

[0100] 因此,图 15 中的步骤 #106 至 #111 与图 3 中的步骤 #5 至 #10 相同。即,通过虚拟内窥镜图像生成单元 128 进行的视线方向光线投射与通过交点检测单元 127 进行的操作方向光线投射的组合,使得病变区域  $P_L$  沿处置工具 106 的实际操作方向被平行投影到遮蔽结构的表面 SF 上,并使得通过从实际内窥镜位置  $P_E$  的中心投影,不同于遮蔽结构的表面 SF 的彩色信息的其它彩色信息被投影到虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  的投影面上。

[0101] 显示控制单元 129 生成这样的显示图像:其中,实际内窥镜图像  $I_{RE}$  和虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  彼此叠加使得视野中心彼此对应,并且将该显示图像输出到 WS 显示器 110。关于两个图像的叠加,可以使用已知的  $\alpha$  共混法。图 16 示意性地示出该显示图像的例子,其中实际内窥镜图像  $I_{RE}$  和具有较宽视野的虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  叠加,并且沿操作方向投影在遮蔽结构的表面 SF 上的病变区域  $P_L$  以可识别的方式在虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  中显示为  $P_A$ 。

[0102] 如上所述,在本发明的第五实施方式中,使用由处置工具位置检测单元 112 检测的、并通过处置工具位置获取单元 123 进行坐标转换的处置工具 106 的实际实时位置  $P_T$ ,交点检测单元 127 确定了病变位置  $P_L$  在该方向上被投影的操作方向,并且在通过内窥镜位置检测单元 111 检测的、并被内窥镜位置获取单元 122 坐标转换的内窥镜 101 的实际实时位置  $P_E$  作为中心投影的视点的情况下,虚拟内窥镜图像生成单元 128 生成虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$ 。因此,其中通过实时反馈内窥镜位置检测单元 111 和处置工具位置检测单元 112 检测的内窥镜 101 和处置工具 106 的位置结果,就能够实时改变虚拟内窥镜的视野以及处置工具 106 进入遮蔽结构的位置  $P_A$ ,从而连续生成虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$ ,使得所谓的增强现实感显示器 (augmented reality display) 得以实现,从而动态且正确地辅助内窥镜手术。

[0103] 上述的实施方式仅是示例性目的,并不能理解为限制本发明的技术范围。

[0104] 应当理解的是,可以在不脱离本发明的精神的情况下,对上述的实施方式中的系统构造、硬件构造、处理流程、模块结构、用户界面、具体处理内容等进行的多种变型和改变也包括在本发明的范围内。

[0105] 例如,对于系统构造,可以在图 1 的系统构造中设置多个图像处理工作站 3,并且处理可以被每个工作站共享。此外,在图 13 的系统构造中,图像存储服务器可以与 LAN 连接,由医疗设备 105 形成的三维医学图像 V 可以暂时存储在该图像存储服务器的数据库中,并且响应来自图像处理工作站 109 的要求,可以将三维医学图像 V 从图像存储服务器转移到图像处理工作站 109。

[0106] 对于硬件构造,除了上述的 CT 系统之外,图 1 中的医疗设备 1 和图 13 中的医疗设备 105 还可以是超声波诊断系统或 MRI 系统。图 13 中的内窥镜 101 可以是软性内窥镜或胶囊内窥镜而不是刚性内窥镜。此外,关于内窥镜位置检测单元 111 和处置工具位置检测单元 112,可以使用磁性编码器,或使用在日本未审查专利公开 No. 2005-21353 中所述的陀螺编码器或旋转编码器。

[0107] 此外,除了肝脏或腹腔之外,例如胸腔等的被检体区域可以作为检查区。

[0108] 在图像处理工作站 3 和 109 进行的处理中,三维医学图像获取单元 11 和 124 可以被构造为在手术前或手术过程中获得三维图像 V。这里,在第五实施方式的情况下,当在手术期间获得三维图像 V 时,可以在不使用内窥镜标记 107a、处置工具标记 107b 和位置感测器 108 的情况下,通过已知的图案识别方法,由手术期间所获得的三维图像 V 来检测内窥镜 101 和处置工具 106 的位置。此外,当在手术期间连续获得三维图像时,为了降低被检体受到的辐射量,优选的是使用超声波诊断系统作为医疗设备 1 或 105。

[0109] 病变位置识别单元 125 可以适合于获得与三维图像 V 的辅助信息相关联的病变位置  $P_I$  信息。

[0110] 交点检测单元 16 和 127 可以适合于将病变位置  $P_I$  平行投影到等同于表面位置 SF 的位置(例如,远离表面位置 SF 若干像素的位置),而不是投影到表面位置 SF。

[0111] 此外,不用将病变位置  $P_I$  沿着操作方向平行投影到表面位置 SF 上,取而代之的是,交点检测单元 16 和 127 可以适合于计算直线(该直线连接着病变区域  $P_I$  的中心和处置工具位置  $P_T$  并表示操作方向)与表面位置 SF 之间的交点  $P_A$  的位置,而投影图像生成单元 17 或虚拟内窥镜图像生成单元 128 适合于在投影图像  $I_p$  或虚拟内窥镜图像  $I_{VE}$  中的交点  $P_A$  位置处添加批注,例如箭头标记、圆圈标记、文字评述等。

[0112] 第一实施方式中的投影图像生成单元 17 可以适合于通过中心投影而生成投影图像  $I_p$ 。在这种情况下,设置用于手动设定视点位置的处理单元,以代替视线设定单元 12。

[0113] 可以采用下列布置:其中,在虚拟内窥镜生成单元 128 中进行在内窥镜位置获取单元 122 和处置工具位置获取单元 123 中所进行的坐标转换。

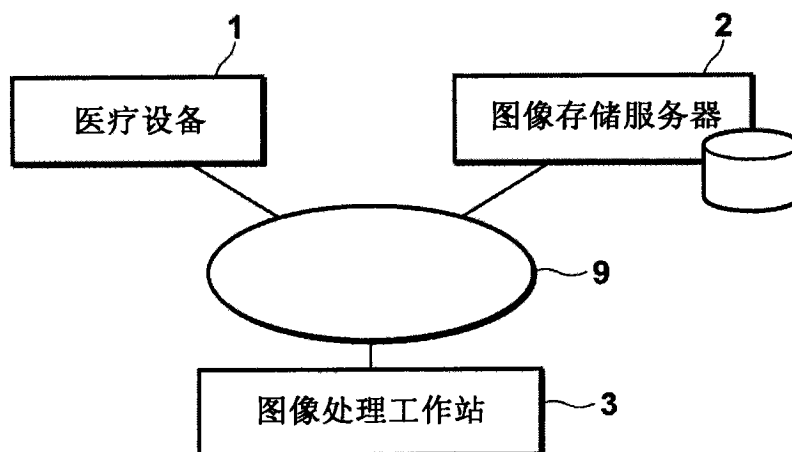


图 1

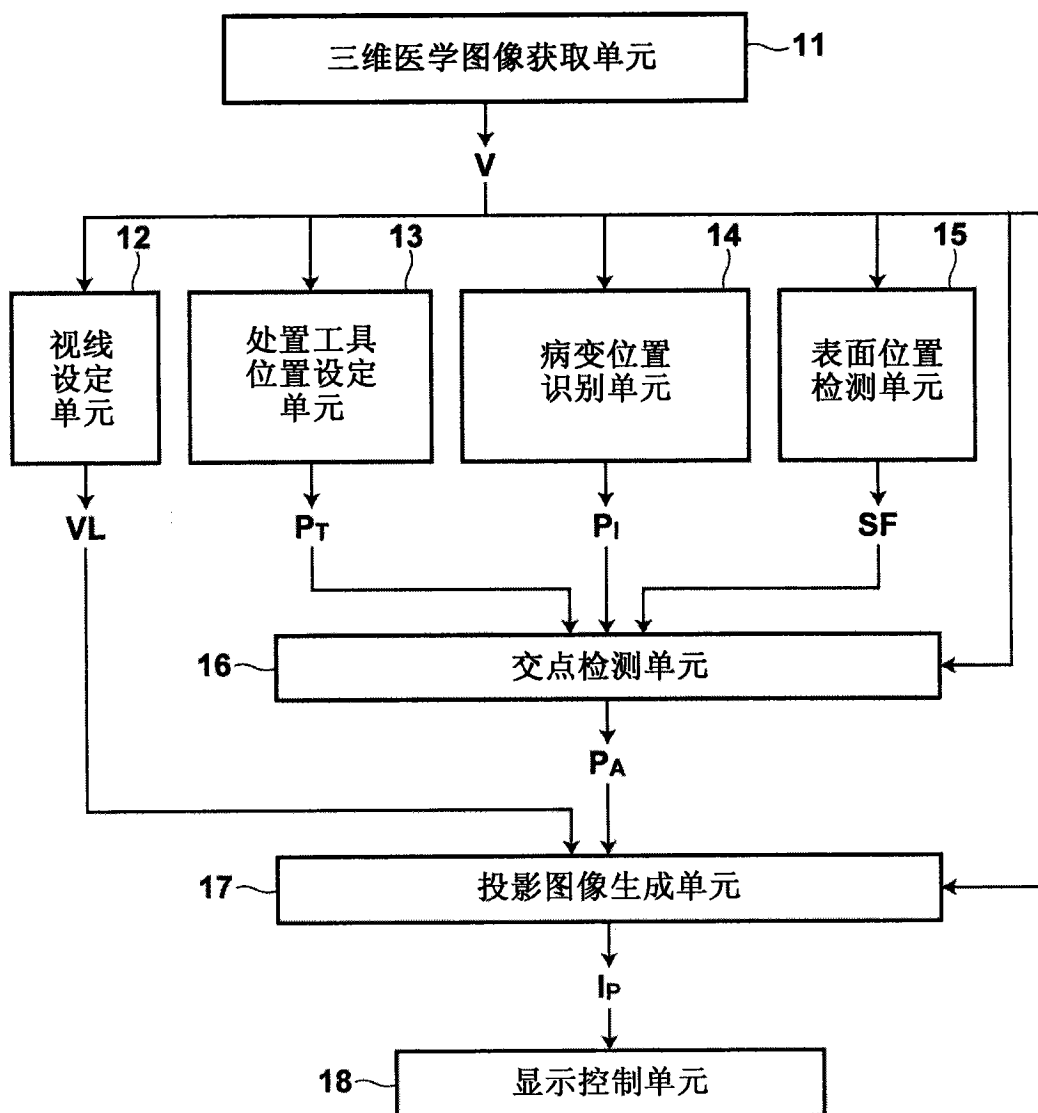


图 2

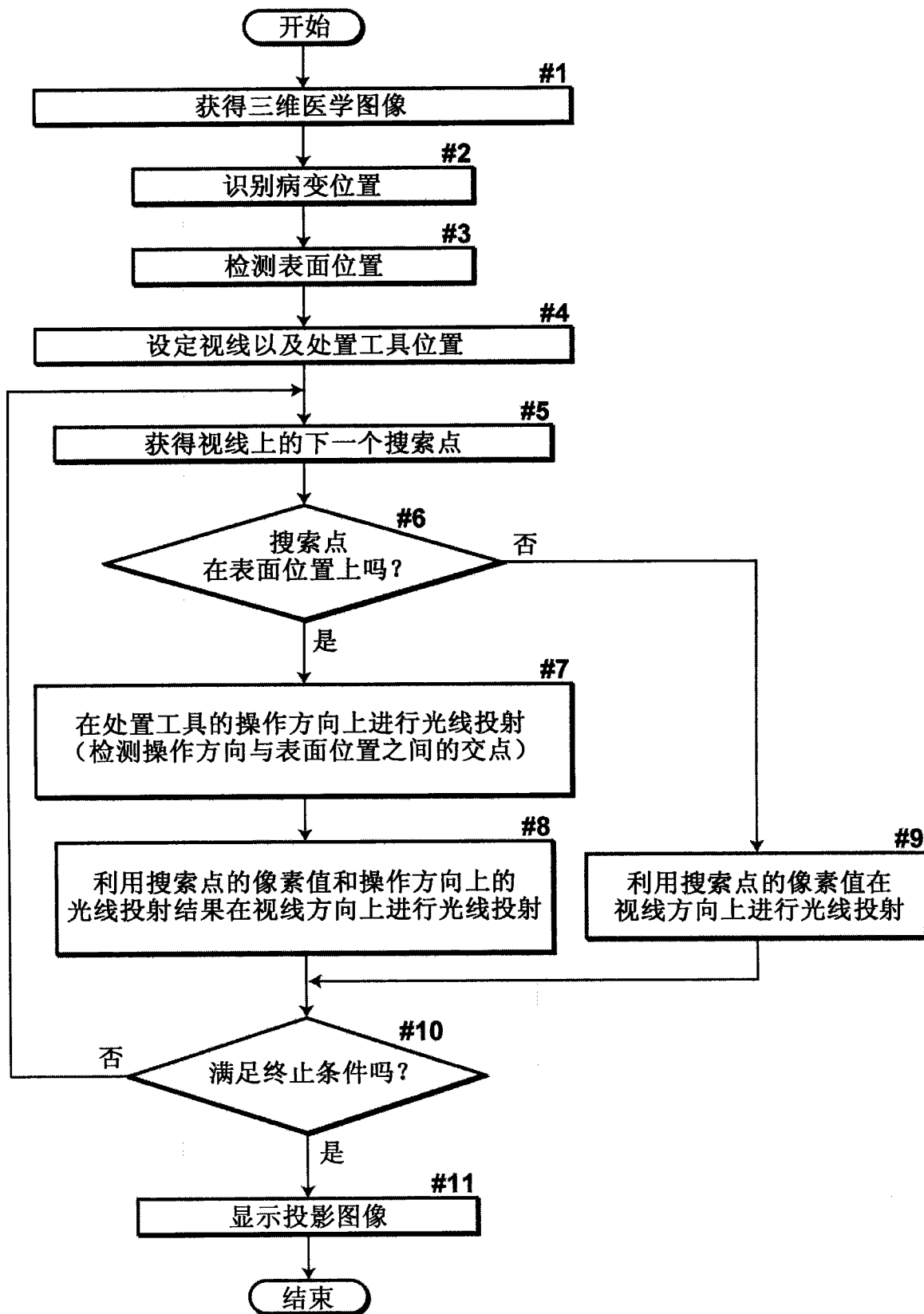


图 3

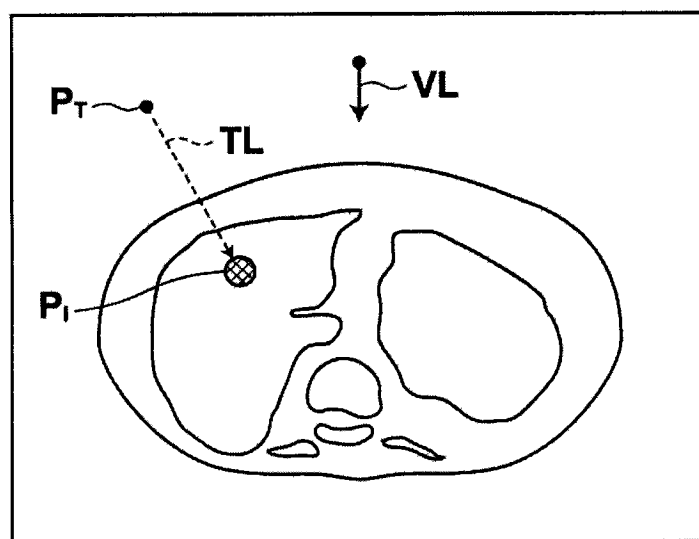


图 4

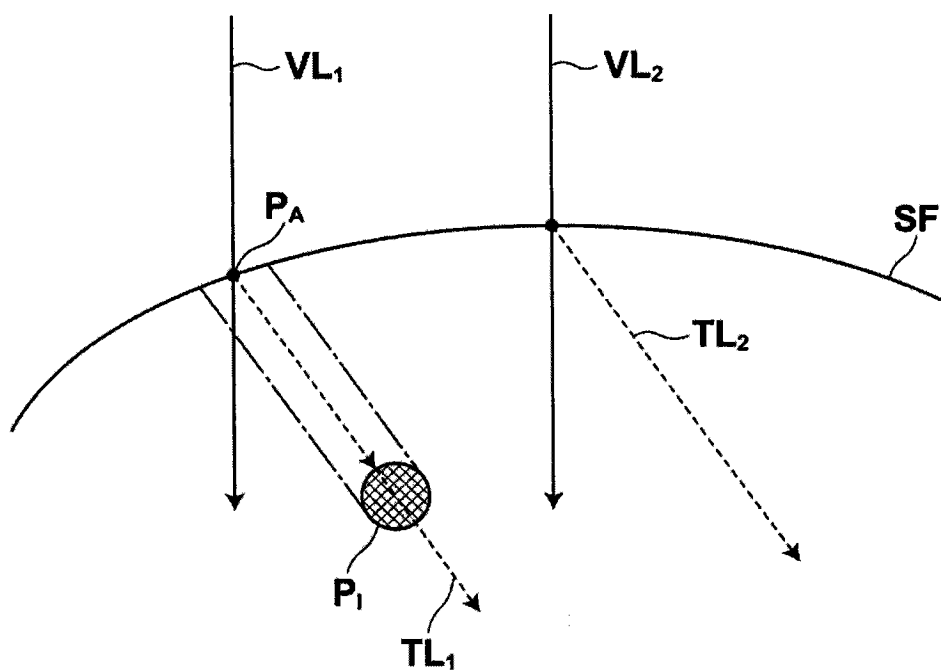


图 5

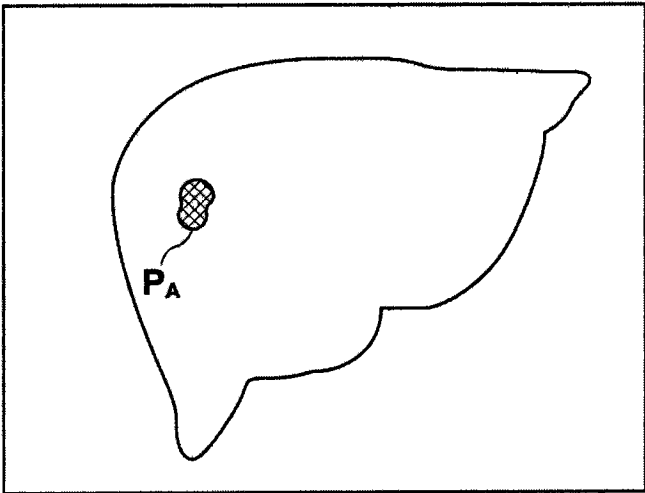


图 6

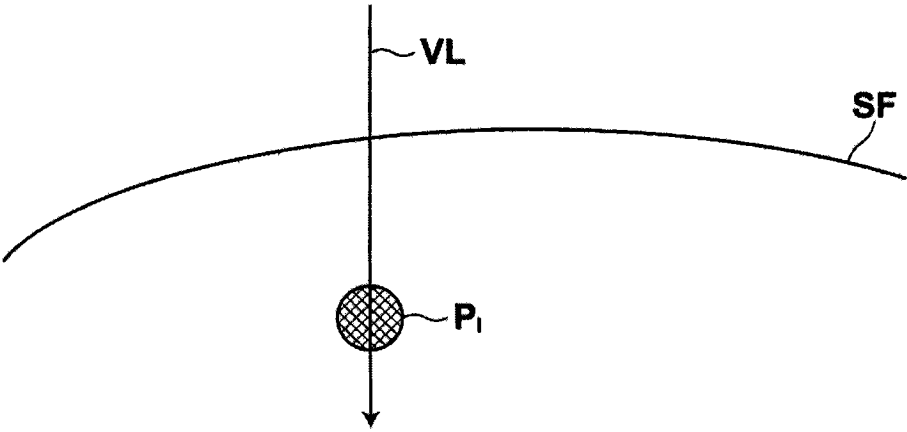


图 7

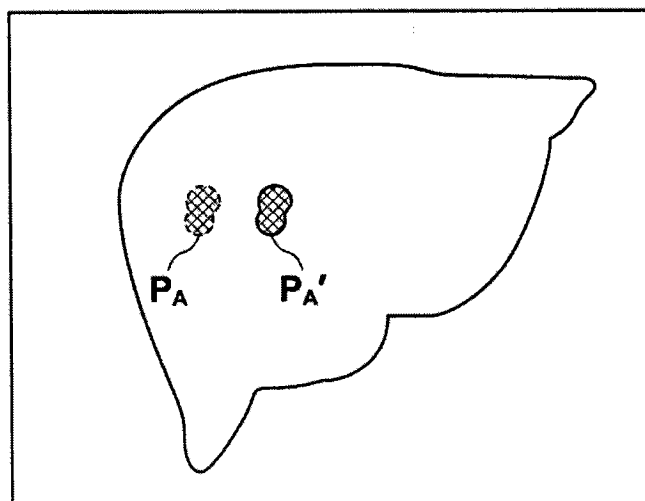


图 8

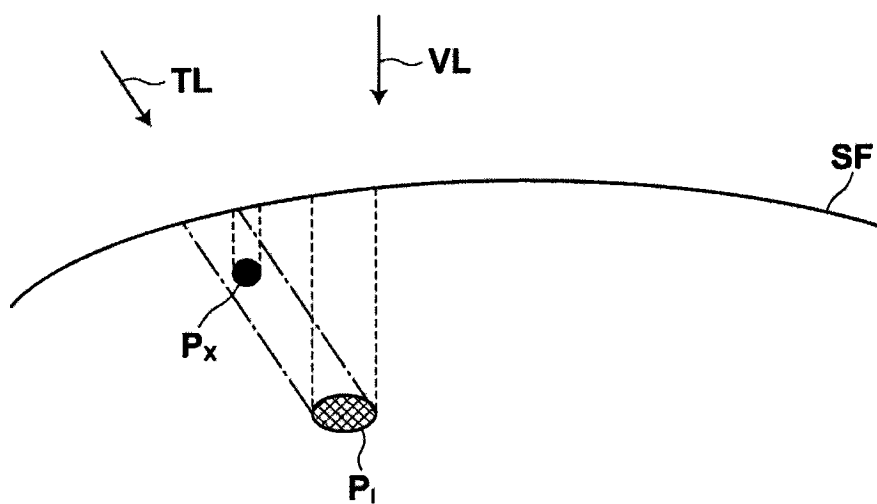


图 9

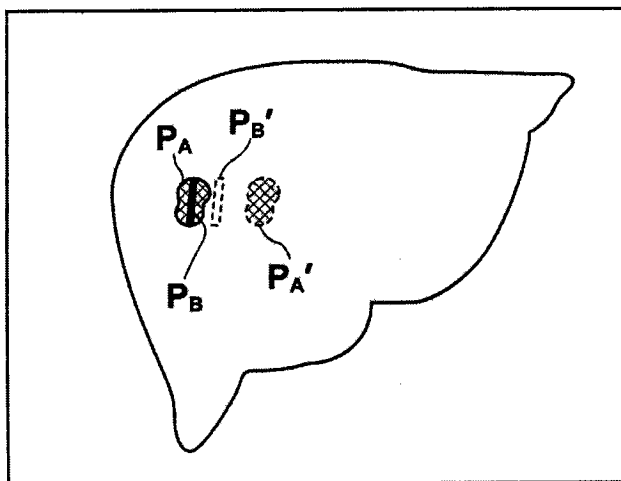


图 10

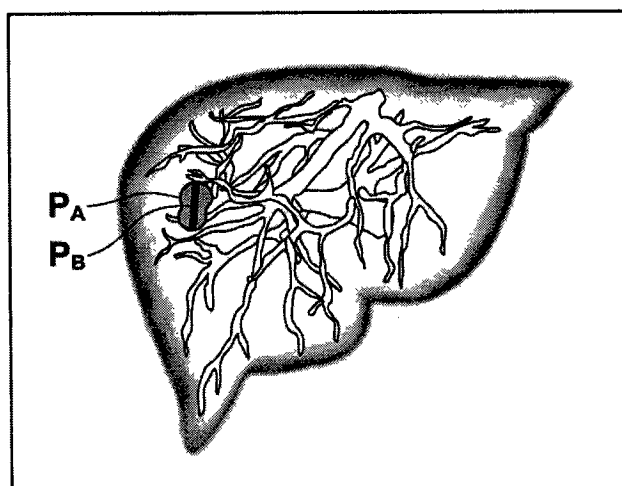


图 11



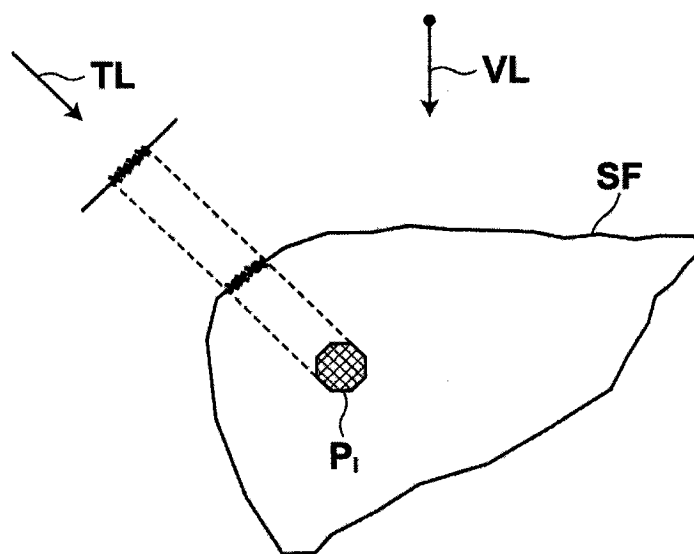


图 12

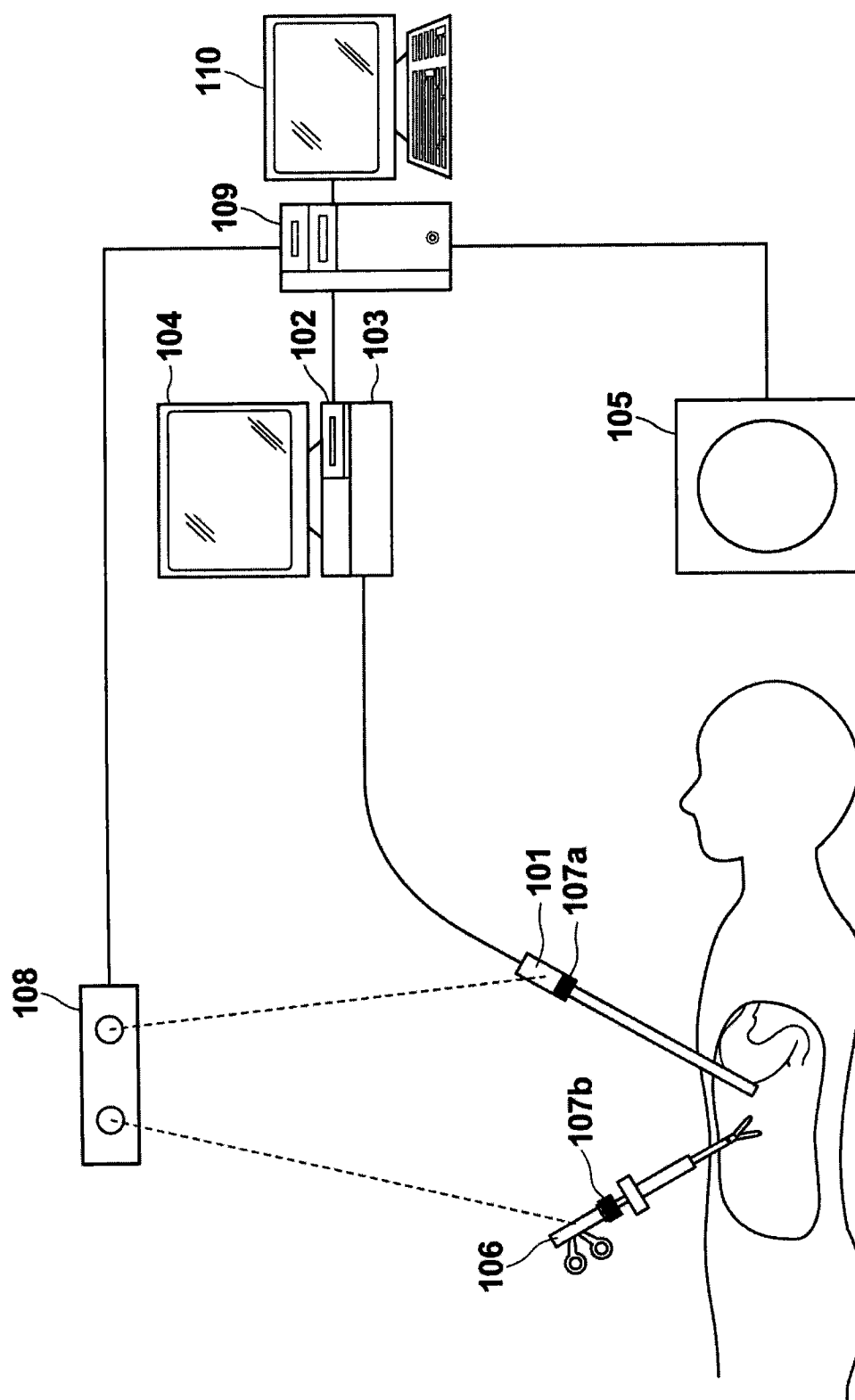


图 13

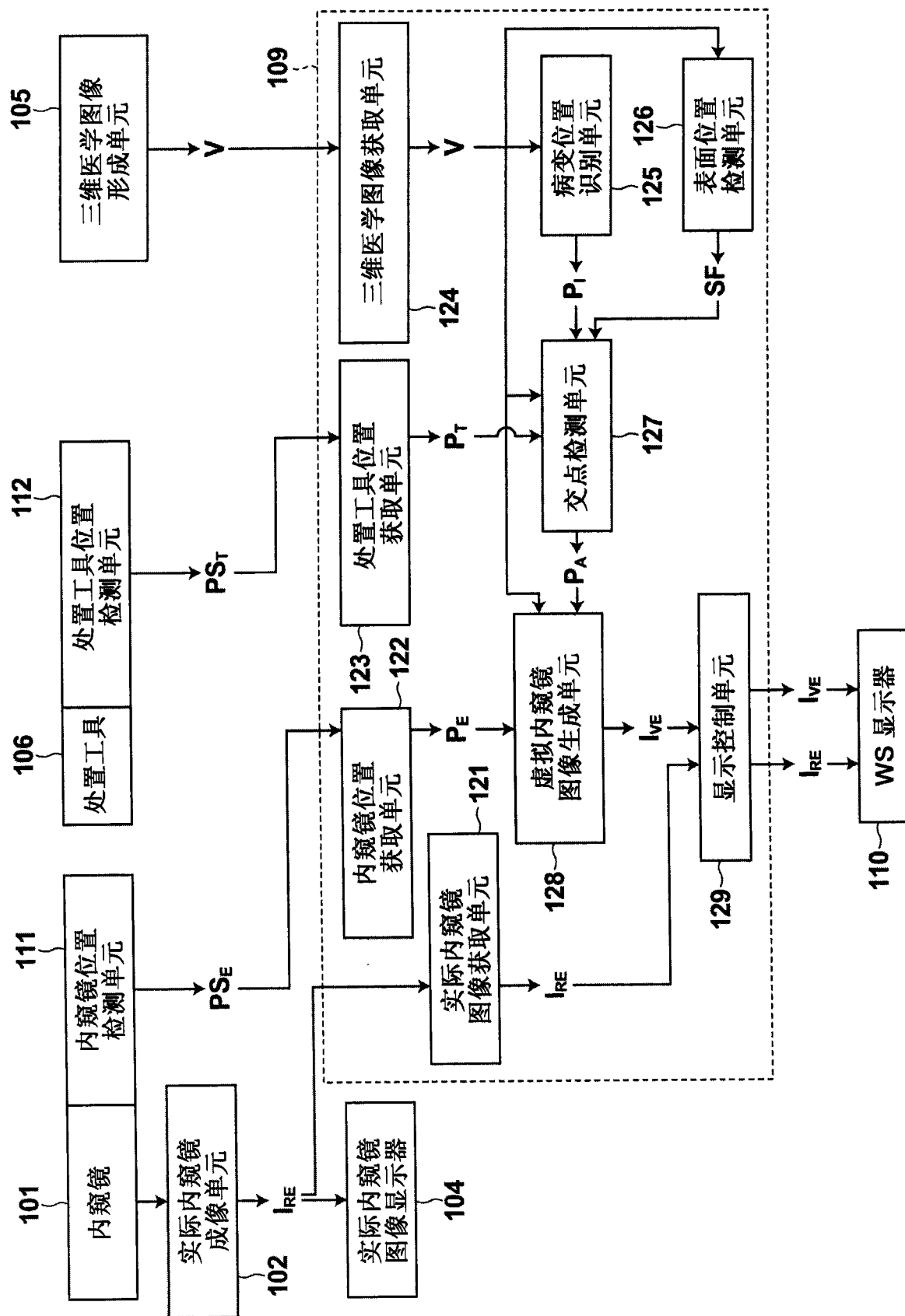


图 14

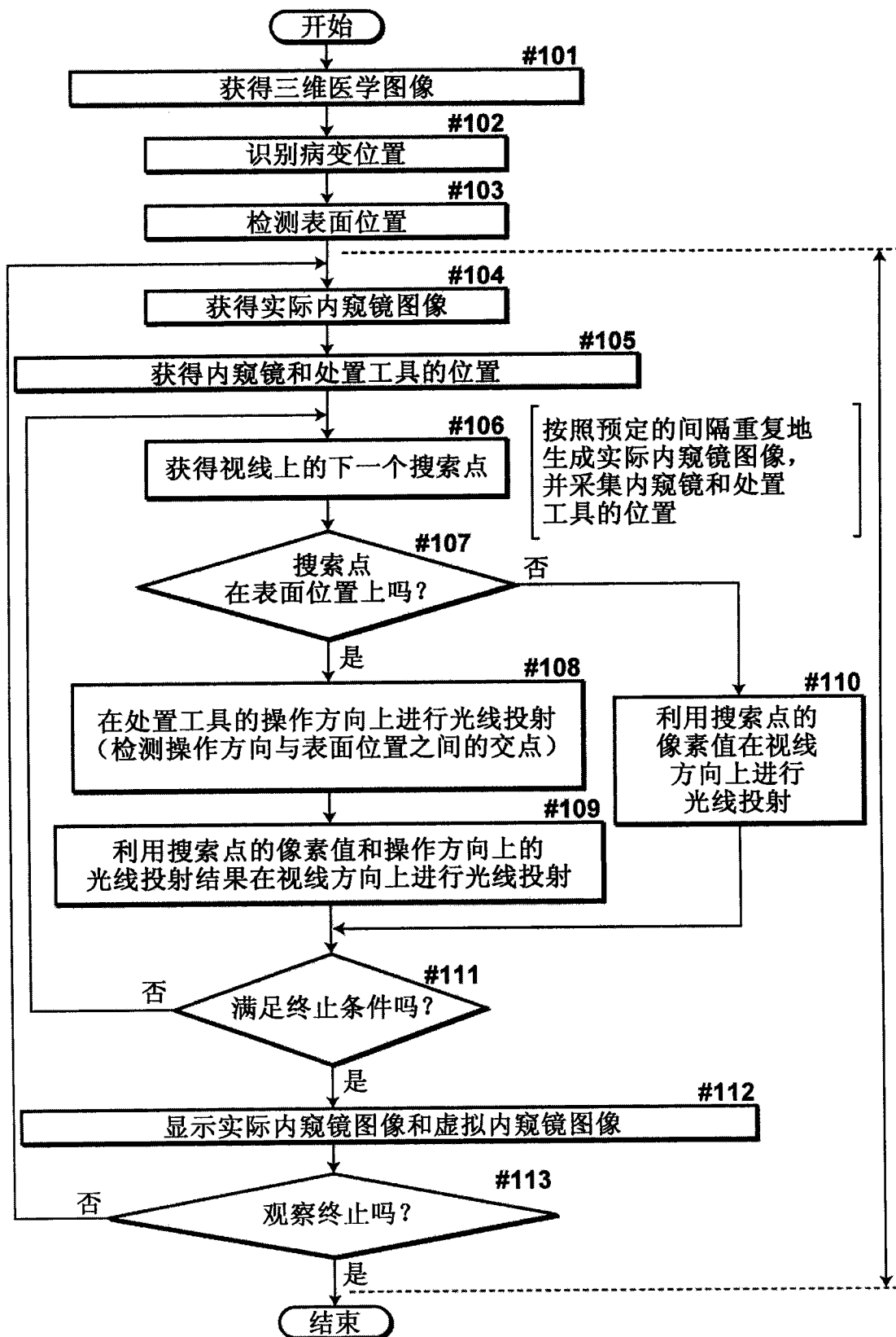


图 15

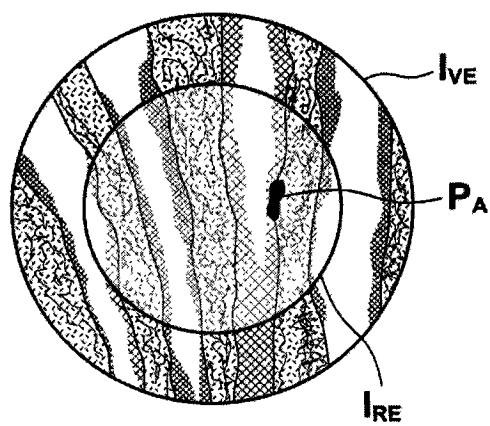


图 16

专利名称(译)	投影图像生成技术		
公开(公告)号	<a href="#">CN102208114A</a>	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN201110034594.4	申请日	2011-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫本仁树		
发明人	宫本仁树		
IPC分类号	G06T17/00 A61B5/00 A61B1/00		
CPC分类号	G06T2210/41 A61B6/032 G06T15/08		
代理人(译)	丁业平 张天舒		
优先权	2010084272 2010-03-31 JP		
其他公开文献	CN102208114B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明使得可以容易地理解处置工具朝着被另一结构体遮蔽的结构体接近时的路径的状态。提供一种装置，其具有：用于生成投影图像的单元，该投影图像是将多个视线上的图像信息投影在给定投影面上而形成的图像，所述多个视线上的图像信息从给定视点观察到三维医学图像中的第一结构体；用于在三维图像中设定处置工具的假定位置的单元；用于从三维医学图像中检测第一结构体的表面的单元；用于识别所述三维医学图像中的、位于被第一结构体遮蔽的位置处的第二结构体(如病变)的单元；用于检测在假定路径与第一结构体的表面之间的交点的单元，所述假定路径在处置工具从假定位置朝着第二结构体移动时形成，从而该单元以可识别的方式在如下位置处显示该交点：连接视点和交点的视线上的图像信息投影在该处。

