



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 118236174 B

(45) 授权公告日 2024. 11. 15

(21) 申请号 202410296468.3

G16H 30/40 (2018.01)

(22) 申请日 2024.03.15

G16H 40/60 (2018.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

G06T 5/50 (2006.01)

申请公布号 CN 118236174 A

G06T 7/12 (2017.01)

(43) 申请公布日 2024.06.25

(56) 对比文件

(73) 专利权人 中国人民解放军空军军医大学
地址 710032 陕西省西安市长乐西路169号

CN 115953377 A, 2023.04.11

CN 115375595 A, 2022.11.22

CN 114652443 A, 2022.06.24

CN 114648543 A, 2022.06.21

(72) 发明人 任臻 夏毅 刘姣

审查员 卢烨

(74) 专利代理机构 西安维英格知识产权代理事
务所(普通合伙) 61253

专利代理师 沈寒酉 李斌栋

(51) Int. Cl.

A61B 90/00 (2016.01)

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

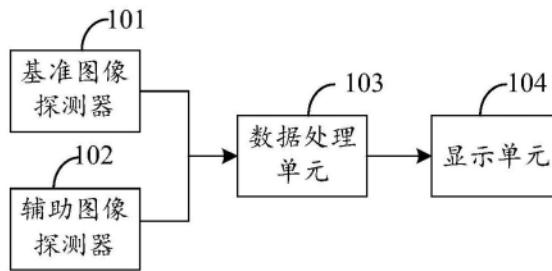
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

手术辅助系统、方法、电子设备及计算机存储介质

(57) 摘要

本公开提供了一种手术辅助系统、方法、电子设备及计算机存储介质,属于医学设备技术领域。该系统包括:基准图像探测器,辅助图像探测器,数据处理单元,显示单元;基准图像探测器,被配置为实时采集术中手术部位的基准图像;辅助图像探测器,被配置为实时采集术中手术部位的辅助图像;数据处理单元,被配置为根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像;显示单元,被配置为显示目标融合图像。能够在术中实时增强显示目标对象。



1. 一种手术辅助系统,其特征在于,所述系统包括:基准图像探测器,辅助图像探测器,数据处理单元,显示单元,所述数据处理单元中预加载有目标检测模型,所述辅助图像探测器包括:热成像探测器;

所述基准图像探测器,被配置为实时采集术中手术部位的基准图像;

所述辅助图像探测器,被配置为实时采集术中所述手术部位的辅助图像,所述辅助图像包括:热成像图像;

所述数据处理单元,被配置为通过所述目标检测模型,根据形状特征和温度特征,确定所述热成像图像中目标血管的位置和轮廓,以及,根据所述辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在所述基准图像中增强显示所述目标对象,得到目标融合图像,所述目标对象包括:目标血管;

所述显示单元,被配置为显示包括所述目标血管的目标融合图像。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述辅助图像探测器还包括:超声波探测器;相应地,所述目标对象还包括:目标肿瘤;所述辅助图像还包括:超声波图像。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,所述数据处理单元,还被配置为:

根据所述超声波图像,确定所述目标肿瘤与手术器械之间的距离信息;

所述显示单元,还被配置为显示所述距离信息。

4. 根据权利要求1至3任一项所述的系统,其特征在于,所述显示单元为光场显示屏;

所述光场显示屏,具体被配置为在预设位置显示所述目标融合图像的放大虚像。

5. 根据权利要求1至3任一项所述的系统,其特征在于,所述数据处理单元,具体被配置为根据所述辅助图像中目标对象的位置和轮廓,以及所述目标对象与手术器械的上下位置关系,在所述基准图像中增强显示所述目标对象,得到包括目标对象与手术器械上下位置关系的目标融合图像。

6. 根据权利要求1至3任一项所述的系统,其特征在于,所述系统还包括:数据通信单元;

所述数据通信单元,被配置为与远程设备连接;

将所述显示单元显示的内容传输至所述远程设备;

接收远程设备返回的添加标注的标注图像;

所述显示单元,还被配置为显示所述标注图像。

7. 根据权利要求1至3任一项所述的系统,其特征在于,所述系统还包括:指令接收单元;

所述指令接收单元,被配置为接收用户输入的控制指令;

所述数据处理单元,还被配置为基于所述控制指令中的指示,实施对应的控制。

8. 一种手术辅助方法,其特征在于,所述方法包括:

实时采集术中手术部位的基准图像;

实时采集术中所述手术部位的辅助图像,所述辅助图像包括:热成像图像;

通过目标检测模型,根据形状特征和温度特征,确定所述热成像图像中血管的位置和轮廓;

根据所述辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在所述基准图像中增强显示所述目标对象,得到目标融合图像,所述目标对象包括:目标血管;

显示包括所述目标血管的目标融合图像。

9. 一种电子设备,其特征在於,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程序或指令,所述程序或指令被所述处理器执行时实现如权利要求8所述的手术辅助方法。

10. 一种计算机可读存储介质,其特征在於,所述计算机可读存储介质存储有至少一条指令,所述至少一条指令用于被处理器执行以实现如权利要求8所述的手术辅助方法。

手术辅助系统、方法、电子设备及计算机存储介质

技术领域

[0001] 本公开涉及医学设备技术领域,尤其涉及一种手术辅助系统、方法、电子设备及计算机存储介质。

背景技术

[0002] 随着医学成像技术的发展,各种成像技术被应用在术前和术中以辅助医生进行手术。在术前通常会采集静态的图像,以辅助医生大致判断目标对象(如肿瘤)的位置,在术中可以通过内窥镜等成像技术确定目标对象的具体位置。

[0003] 但由于手术面属于非刚体面型,手术过程中,人体组织、病人体位、手术解剖面均会变化,目标对象的位置也会变化,医生需要不断确定目标对象的位置,导致手术难度、手术时长增加。

发明内容

[0004] 本公开提供了一种手术辅助系统、方法、电子设备及计算机存储介质;能够在术中实时增强显示目标对象。

[0005] 本公开的技术方案是这样实现的:

[0006] 第一方面,本公开提供了一种手术辅助系统,该系统包括:基准图像探测器,辅助图像探测器,数据处理单元,显示单元;

[0007] 基准图像探测器,被配置为实时采集术中手术部位的基准图像;

[0008] 辅助图像探测器,被配置为实时采集术中手术部位的辅助图像;

[0009] 数据处理单元,被配置为根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像;

[0010] 显示单元,被配置为显示目标融合图像。

[0011] 第二方面,本公开提供了一种手术辅助方法,该方法包括:实时采集术中手术部位的基准图像;实时采集术中手术部位的辅助图像;根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示所述目标对象,得到目标融合图像;显示目标融合图像。

[0012] 第三方面,本公开提供了一种电子设备,该电子设备包括处理器、存储器及存储在该存储器上并可在该处理器上运行的程序或指令,该程序或指令被该处理器执行时实现如第二方面所述的手术辅助方法的步骤。

[0013] 第四方面,本公开提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质上存储程序或指令,该程序或指令被处理器执行时实现如第二方面所述的手术辅助方法的步骤。

[0014] 第五方面,本公开提供了一种计算机程序产品,其中,该计算机程序产品包括计算机程序或指令,当该计算机程序产品在处理器上运行时,使得处理器执行该计算机程序或指令,实现如第二方面所述的手术辅助方法的步骤。

[0015] 第六方面,本公开提供了一种芯片,该芯片包括处理器和通信接口,该通信接口和

该处理器耦合,该处理器用于运行程序或指令,实现如第二方面所述的手术辅助方法。

[0016] 本公开提供了一种手术辅助系统,该系统包括:基准图像探测器,辅助图像探测器,数据处理单元,显示单元;基准图像探测器,被配置为实时采集术中手术部位的基准图像;辅助图像探测器,被配置为实时采集术中手术部位的辅助图像;数据处理单元,被配置为根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像;显示单元,被配置为显示目标融合图像。在手术过程中,由于手术面属于非刚体面型,由于人体组织、病人体位、手术解剖面变化等,使得目标对象的位置可能发生偏移,导致医生定位目标对象时长增加,而本方案中,显示的目标融合图像在术中是实时融合并更新的,从而确保了准确显示目标对象的位置,并且,增强显示目标对象的轮廓还可以利于医生操作,提高手术效率。

附图说明

- [0017] 图1为本公开提供的一种手术辅助系统的结构框图;
- [0018] 图2为本公开提供的一种手术辅助系统的结构示意图之一;
- [0019] 图3为本公开提供的一种手术辅助系统的结构示意图之二;
- [0020] 图4为本公开提供的基准图像与超声波图像的坐标转换示意图;
- [0021] 图5为本公开提供的超声波数据确定目标肿瘤的流程示意图;
- [0022] 图6为本公开提供的目标肿瘤在基准图像中增强显示的示意图;
- [0023] 图7为本公开提供的在目标融合图像中显示距离信息的示意图;
- [0024] 图8为本公开提供的一种手术辅助系统的结构示意图之三;
- [0025] 图9为本公开提供的基准图像与热成像图像的坐标转换示意图;
- [0026] 图10为本公开提供的目标血管在基准图像中增强显示的示意图;
- [0027] 图11为本公开提供的目标检测模型确定热成像图像中目标血管的流程示意图;
- [0028] 图12为本公开提供的一种手术辅助系统的结构示意图之四;
- [0029] 图13为本公开提供的融合图像的对比的示意图;
- [0030] 图14为本公开提供的一种手术辅助系统的结构示意图之五;
- [0031] 图15为本公开提供的远程设备与手术辅助系统交互的示意图;
- [0032] 图16为本公开提供的标注图像的示意图;
- [0033] 图17为本公开提供的一种手术辅助系统的结构示意图之六;
- [0034] 图18为本公开提供的一种手术辅助方法的流程示意图;
- [0035] 图19为本公开提供的一种电子设备的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0036] 下面将结合本公开中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚的描述,显然,所描述的实施例是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

[0037] 在医学成像技术中,术前通常采用的医学成像技术包括电子计算机断层扫描(Computed Tomography,CT)、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging,MRI)等。

[0038] 其中,CT成像通过结合X射线成像技术和计算机分析,来生成身体内部的横断面图

像。CT成像的基本原理为：CT扫描仪内部有一个X射线源和对面的X射线检测器。当X射线源围绕患者旋转时，它会从多个角度发射细束的X射线穿过身体。这些X射线在穿透身体组织后会被检测器捕捉。不同类型的组织（如骨骼、肌肉、脂肪和空气）对X射线的吸收程度不同，因此检测器接收到的X射线强度也会有所不同。检测器捕捉到的X射线信号随后被转换成电信号，再转换成数字数据，供计算机处理。计算机使用一种称为层析重建的算法来处理这些从多个角度获得的数据。通过分析不同角度的X射线穿透和吸收情况，计算机可以计算出扫描区域内每一个小体积单元（称为体素）的密度。然后，这些体素的密度被转换成不同的灰度，用于生成图像。最后，将这些重建的横断面图像在计算机屏幕上显示，供医生分析和解读。

[0039] MRI成像的原理为：MRI利用强磁场和无线电波来获取人体内部结构的详细图像的医学成像技术。具体地，在MRI扫描过程中，患者位于一个强大的磁场中。这个磁场使得身体内部的氢原子核（主要是水分子和脂肪中的氢原子）的自旋方向对齐。一旦氢原子核对齐，扫描仪会发射一系列特定频率的无线电波脉冲，这些脉冲会暂时打乱氢原子核的对齐状态。当无线电波脉冲停止后，氢原子核会重新对齐到原来的状态，并在这个过程中释放出能量。这种能量以无线电信号的形式被MRI机器的接收器检测到。不同类型的组织（如脂肪和水）会以不同的速率使氢原子核重新对齐，因此释放的能量也会有所不同。检测到的信号被送入计算机，计算机通过复杂的数学和物理算法处理这些信号，将它们转换成图像。每个点的亮度取决于该点处组织中氢原子核重新对齐并释放能量的速率和量，这反映了不同组织的性质和状态。最终生成的图像可以显示不同的身体结构，包括脑组织、肌肉、关节、内脏等。

[0040] 因此，CT或者MRI影像方便做手术规划，对器官表面和轮廓的表示较清晰，但是对器官内部的肿瘤和关键血管的定位不准确。并且，由于CT影像和MRI影像的成像设备较大，因此，无法融合在术中用于实时成像的辅助系统中。

[0041] 术中通常采用的内窥镜成像、红绿蓝（Red Green Blue, RGB）成像、热成像技术以及超声波成像（多用相控阵超声波成像）技术等。

[0042] 其中，内窥镜成像是一种利用内窥镜设备进行的医学成像技术，该技术允许医生观察和操作人体内部器官而无需进行大型手术。内窥镜是一种细长的管状仪器，通常配备有光源和相机，能够传送内部器官的图像回到外部的显示器上供医生查看。具体地，内窥镜设备的一端装有光源，通常是LED灯或其他高强度光源，以确保内部器官被充分照亮，方便成像。内窥镜的前端通常装有一个或多个微型相机或光学透镜系统，用于捕捉内部器官的图像。捕获的图像通过内窥镜内部的光纤束或电缆传输到外部的显示器上。在传统的内窥镜中，光纤用于将图像从内窥镜的一端传输到另一端；在更现代的数字内窥镜中，图像以电子形式通过细小的电缆传输。传输回来的图像在外部的显示器上显示，通常是实时的，这样医生就可以直接看到内部器官的状况，并据此进行诊断或手术操作。

[0043] RGB成像的原理为：通过组合红色、绿色、蓝色三种颜色的光以产生广泛颜色范围的图像的技术。这种方法基于人类视觉系统的工作原理，人的眼睛中有三种类型的色彩感应细胞，分别对红、绿、蓝光最为敏感。通过调整这三种颜色光的强度，几乎可以模拟出所有可见光谱中的颜色。具体地，在数字成像设备（如数码相机或扫描仪）中，当光线穿过镜头照射到传感器上时，传感器上的微小光敏元件（称为像素）会捕捉到光的强度。每个像素仅能

捕捉到一种颜色的光(红、绿或蓝),这是通过在像素上放置彩色滤镜实现的,最常见的排列方式是Bayer滤镜阵列。在Bayer滤镜阵列中,每个像素被分配为红色、绿色或蓝色敏感,其中绿色像素数量是红色或蓝色的两倍,以更好地模仿人眼对绿色光的较高敏感度。当光线照射到传感器时,每个像素只会记录下其对应颜色的光强度信息。由于每个像素只能捕捉单一颜色,因此需要通过图像处理算法(如插值算法)来重建完整的颜色信息。这个过程通常在相机的图像处理器中进行,它会计算相邻像素的颜色值,以估算每个像素位置的完整RGB值。通过上述处理后,每个像素都会有一组完整的RGB值,代表了该像素位置的颜色。这些值可以通过不同的比例混合,以产生广泛的颜色。最终的RGB图像可以在电子显示器上显示出来。RGB成像使得数字图像能够以与人眼感知相似的方式展现复杂和丰富的颜色。

[0044] 相控阵超声波成像是一种利用多个超声波发射器和接收器(即阵列)进行成像的技术。阵列超声探头成像的原理为:阵列超声探头包含多个小型的压电晶体元素,这些元素在电压作用下能够产生超声波。通过精确控制这些元素中每一个的发射时刻,可以使得超声波以特定的形状和方向发射。这种方法称为波束成形。探头可以通过改变不同元素之间的相位关系(即相对发射时间)来调整超声波束的方向和焦点。这使得无需物理移动探头就能扫描身体内部的不同区域,同时也可以通过调整焦点深度来优化不同深度的成像质量。当超声波遇到不同密度和弹性的组织(如器官界面)时,会产生回波。这些回波被探头上的相同压电元素检测到,并转换成电信号。检测到的电信号被送往计算机进行处理。通过分析回波的时间延迟和强度,计算机可以确定回波来源的深度和反射强度,这些信息用于生成图像。通过对来自不同方向和深度的回波进行合成,计算机能够重建出一幅代表体内结构的二维或三维图像。在这个过程中,图像的每个像素代表了对应位置组织的反射特性。通过快速连续地改变波束的方向和焦点,阵列超声探头能够提供实时的动态图像。

[0045] 热成像是基于红外辐射原理进行成像的。人体和其他生物体会因为其正常的生理活动而产生热量,这种热量以红外辐射的形式从皮肤表面散发出来。热成像探测器能够捕捉这种红外辐射,并将其转化为图像。具体地,由于人体的不同部分因为温度细微差异(如由血流、炎症或肿瘤等引起)而发射不同强度的红外辐射。热成像探测器包含一个或多个红外传感器,这些传感器对特定波长范围内的红外辐射非常敏感。当红外辐射入射到这些传感器上时,传感器会根据接收到的辐射强度产生电信号。这些电信号随后被转换为数字数据,以便进一步处理。在这一步中,探测器通常会对信号进行放大、滤波和数字化处理,以提高图像质量。数字化后的数据被用来构建图像。每个传感器元素的信号对应图像上的一个像素。像素的颜色或灰度值根据接收到的红外辐射的强度确定,反映了被测区域的温度。为了使热像图更加有用,通常需要进行温度标定,这意味着将图像上的颜色或灰度值与实际温度对应起来。这样,医生可以根据颜色的变化直观地识别出体温的变化。通过分析热像图上的温度分布模式,医生可以识别出异常热点或冷点,这可能指示有炎症、血液循环问题、肿瘤或其他医学状况。

[0046] 因此,内窥镜图像和RGB图像在手术中充当医生的“眼睛”,具有视觉直观的特点,内窥镜图像和RGB图像与肉眼直观看到的实际画面最接近;热成像图像可以实现实时成像,对血管显影非常明显,超声图像可以实现实时成像,对肿瘤显影非常明显,但热成像和超声波成像的成像质量差,信噪比低,不易解读。

[0047] 在术前和术中,可以结合各种成像技术辅助医生手术,定位医生关注的目标对象。

但在术前采集的静态的图像,通常仅能辅助医生大致判断目标对象的位置,但人体的组织结构复杂,即使是有经验的医生也很难根据静态的图像,在术中准确地确定出目标对象的位置。而术中实时采集的图像,也会由于目标对象通常深藏在组织器官的内部,医生凭借经验和实时成像的影像,也无法快速确定目标对象的位置。

[0048] 鉴于上述问题,通常的解决方案是运用图像融合技术,结合各个成像技术的优点,将术前图像和术中图像融合,通过融合图像来更加直观地显示各个器官组织的结构、位置、表面信息、内部血管和肿瘤等信息。

[0049] 由于术前的CT/MRI图像是静态的图像,而手术面属于非刚体面型,手术过程中,人体组织、病人体位、手术解剖面均会变化,医生关注的目标对象的位置也会变化,但术前采集的图像中目标对象的位置不变。因此,融合术前图像和术中图像,存在目标对象定位不够准确,融合得到的图像显示的目标对象存在偏差,而手术要求高精度,该偏差的存在可能导致医生判断错误,增加手术时长。

[0050] 因此,本申请旨在提供一种能够实时准确定位并显示目标对象的手术辅助系统。图1为本公开示出的一种手术辅助系统。如图1所示,该手术辅助系统包括:基准图像探测器101,辅助图像探测器102,数据处理单元103,显示单元104,基准图像探测器101,被配置为实时采集术中手术部位的基准图像。辅助图像探测器102,被配置为实时采集术中手术部位的辅助图像。数据处理单元103,被配置为根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像。显示单元104,被配置为显示目标融合图像。

[0051] 基准图像探测器101采集到的图像具备人眼可直观观看的特征,即采集到的手术部位的图像与实际手术部位的画面差异较小,如基准图像与肉眼看到的实际画面颜色不同,基准图像是实际画面放大一定倍数后的图像等。可选地,基准图像探测器101可以是内窥镜探测器、RGB图像探测器以及外视镜探测器等任一种具备采集肉眼可直观查看图像能力的探测器。

[0052] 辅助图像探测器102采集到的图像对于目标对象的显示更佳,即辅助图像虽然对于人眼不具备直观的特点,但能够突出显示目标对象。可选地,辅助图像探测器102可以是超声波探测器、热成像探测器中的至少一种。

[0053] 目标对象可以是医生关注的任意对象,如特定的组织结构、肿瘤、血管等。

[0054] 由此,在手术过程中,由于手术面属于非刚体面型,目标对象的位置可能发生偏移,而本方案中目标融合图像在术中是实时更新,确保了准确显示目标对象的位置,并且突出显示目标对象的轮廓可以便于医生准确定位,提高手术效率。

[0055] 在一些实施例中,图2示出包括超声波探测器的手术辅助系统。辅助图像探测器102包括:超声波探测器1021;相应地,目标对象包括:目标肿瘤;辅助图像包括:超声波图像。

[0056] 超声波探测器可以优选相控阵超声探头,相控阵超声探头包括多个超声波发射器和接收器,相控阵按阵列形式通常可分为线形、矩阵形、环形和扇形。相控阵探头有多种不同的阵列排布形式,其类型按阵元排列方式可分为:一维线阵、二维矩阵、环形阵、扇形阵、凹面阵、凸面阵、双线形阵等。不同的阵列排布方式将会产生不同的声场特性,使相控阵能应用于不同工况下的检测。根据实际需要,可以选择合适的阵列排布的相控阵超声探头。

[0057] 超声波图像与基准图像(如RGB图像)融合,可以采用增强现实(Augmented

Reality,AR)技术,AR技术是一种基于计算机实时计算和多传感器融合,将现实世界与虚拟信息结合起来的技术。

[0058] 具体地,为了融合基准图像和超声波图像,需要将超声图像转换为与基准图像坐标系相同。本申请提供的手术辅助系统中,基准图像探测器101的位置固定不变,超声探测器1021在不使用时,具有固定的收纳位置,如图3所示,虚线所示的301即为一种可选的超声探测器1021的收纳位置。当超声探测器1021被取下开始工作时,其超声探测器1021上携带的定位传感器(如两枚陀螺仪传感器)会进行实时惯性测量,数据处理单元103可以实时感知探头当前所处的姿态和相对于收纳位置的位置。

[0059] 示例性地,如图4所示,将基准图像探测器101的坐标系作为基准坐标系,基准图像探测器101采集的图像中的左上角第一个像素点作为坐标原点,确定超声波探测器1021在基准坐标系下,在初始位置301(即收纳位置)处采集的图像的左上角第一个像素对应的坐标,手术过程中,超声波探测器1021从位置301移动到位置402处,两枚陀螺仪传感器可以实时确定超声波探测器1021的姿态和相对于初始位置的位置,数据处理单元103根据超声波探测器1021的姿态和相对于初始位置的位置以及初始位置下的左上角第一个像素对应的坐标,将超声波探测器1021采集的超声波图像转换为基准坐标系下的超声波图像,从而使得超声波图像和基准图像能够融合。

[0060] 以辅助图像探测器102具体为二维矩阵相控阵超声探头,通过采集的二维相控阵超声波数据确定目标肿瘤的流程如图5所示。采集超声数据501具体为:使用二维相控阵超声波传感器,通过调整发射和接收的时间延迟并在不同方向上进行扫描,获取实时二维超声波数据集。信号处理502具体为:使用波束成像技术(通过对每个接收元素的信号进行相干叠加来增强目标的回波信号)对采集到的二维超声波数据集进行处理,并对波束成像后的信号进行解调和滤波,以强调目标肿瘤并减小噪声;通过分析处理后的超声波数据时间延迟和强度,确定超声波数据来源的深度和反射强度,这些信息用于生成图像。图像分析503具体为利用图像分析技术,根据密度不同,检测图像中的目标肿瘤;再使用分割算法,将图像分割为不同的组织区域,着重关注目标肿瘤。定位和轮廓提取504具体为:通过分析图像中的目标肿瘤的信息,根据预设的响应阈值,去除图中的背景噪声和不相关的特征,从而筛选出重要的特征响应;再根据 $R(\theta) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N |I(i, j) \cdot e^{-j\theta}|$, 确定图中的最大响应区域,该区域即为目标肿瘤的大致位置;其中, $R(\theta)$ 表示 θ 方向上的最大响应, M 表示像素行数, N 表示像素列数, $I(i, j)$ 表示图像中像素位置 i, j 处的像素值;为了进一步准确确定目标肿瘤的位置和轮廓,在确定了目标肿瘤的大致位置后,运用特定的梯度算子,确定图像中的每一像素点的梯度强度(表示该点像素强度变化的幅度)和梯度方向(表示变化最强烈的方向),在梯度强度图上只保留梯度方向上局部最大梯度值的像素点,其他非最大值点被置为0,得到细化后的边缘,再利用双阈值(高阈值和低阈值)来确定真实边缘和潜在边缘,高于高阈值的像素被认为是强边缘,低于低阈值的像素被排除,介于两者之间的像素被认为是弱边缘,其是否为真实边缘取决于是否与强边缘相连;最后,通过从强边缘点开始,使用边缘跟踪技术将弱边缘点连接到强边缘点,从而确保只有当弱边缘点与强边缘点相连时,它们才被包含在最终的边缘图像中,最终连接得到的轮廓即为目标肿瘤的准确轮廓信息。实时更新与显示505具体为:在超声波扫描进行时,实时更新图像,以反映新的超声波数据(如可以采用

逐帧图像处理的方式);将实时更新的图像与基准图像融合后显示在显示单元104上,以供医生实时观察目标肿瘤位置和轮廓。

[0061] 示例性地,如图6所示,为目标肿瘤在基准图像中增强显示的示意图。标号60指示的图像为通过RGB探测器采集到的手术部位的RGB图像,标号61指示的图像为通过超声波探测器采集到的手术部位的超声波图像,标号62指示的图像为在基准图像中增强显示目标肿瘤。其中,箭头所指的611即为目标肿瘤。如此,在手术过程中,可以辅助医生更准确地定位目标肿瘤的位置,提高手术效率。

[0062] 可选地,目标融合图像的显示可以是实时融合并持续显示;也可以根据控制指令,在需要时显示,如基于指示突出显示目标肿瘤的控制指令,控制包括目标肿瘤的目标融合图像显示固定时长后停止显示,仅显示基准图像;或者控制包括目标肿瘤的目标融合图像以第一预设间隔时长显示第一预设次数(如以2s间隔闪烁显示5次)后停止显示,仅显示基准图像。如此,医生可以根据实际需要灵活选择是否显示,既可以让医生明确肿瘤位置,又不干扰手术过程。

[0063] 为了进一步辅助医生进行肿瘤切割手术,可以实时显示医疗器械与肿瘤的距离信息,因此,本公开一些实施例中,数据处理单元103,还被配置为:根据超声波图像,确定目标肿瘤与手术器械之间的距离信息;显示单元104,还被配置为显示距离信息。

[0064] 相控阵超声波定位非常精准。以颅内胶质瘤切除手术为例,需要将相控阵超声波探测器提前插入病人大脑皮层空隙,距离胶质瘤边缘 $5\text{cm} \pm 1\text{cm}$ 距离,对手术部位进行实时面阵扫描。由于肿瘤和手术器械的密度不同,与超声波的反射特性不一致,因此可以精确判断手术器械与肿瘤边缘之间的距离,定位精度可以达到0.5毫米左右。可以为医生提供精确的距离信息,辅助医生手术。

[0065] 本实施例中,目标肿瘤与手术器械之间的距离的确定,具体为:基于相控阵超声波的成像能力和距离测量原理,通过各个波束的传播时长,确定各个波束的传播距离,进而将各个波束的传播距离的均值确定为手术器械与肿瘤边缘之间的相对距离(基本原理是利用声波的传播速度和回波的时间差来计算距离),具体公式为:
$$D = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i$$
,N表示波束的数量, d_i 表示第i个波束的传播距离,等于声速与回波时长的积的一半,D表示手术器械与目标肿瘤的相对距离。实际中可能需要考虑波束的角度、扫描平面、传播速度等因素,具体计算方式依赖于超声波成像设备的性能和配置。

[0066] 示例性地,如图7所示,标号701指示的为在超声波图像中显示的手术器械,标号702指示的为在超声波图像中显示的目标肿瘤,标号703指示的为在目标融合图像中显示手术器械与目标肿瘤702之间的相对距离为2.58mm。

[0067] 可选地,通过语音播报的方式输出距离信息。

[0068] 具体地距离信息的输出方式,可以是持续更新并输出,也可以根据控制指令,在需要时输出,如基于指示输出距离信息的控制指令,控制距离信息输出固定时长后停止输出;或者控制距离信息以第二预设间隔时长输出第二预设次数(以2s间隔闪烁显示5次,随后停止显示距离信息)后停止输出。如此,既可以提示医生,又可以避免显示过多的信息干扰手术。

[0069] 可选地,当手术器械与目标肿瘤的距离小于目标肿瘤类型对应的距离阈值时,输

出告警信息。其中,告警信息用于提示医生手术器械距离目标肿瘤距离小于距离阈值,每种类型的肿瘤对应一个距离阈值,不同类型的肿瘤对应的距离阈值可能相同也可能不同,告警信息的输出方式包括以下至少一项:语音,文字,告警图案,告警指示灯。

[0070] 在手术过程中,可能出现切断大的血管导致出血量过多,影响手术的同时也增加了病患的痛苦。因此,血管也是手术过程中医生比较关注的对象,因此,在本公开一些实施例中,图8示出包括超声波探测器的手术辅助系统。辅助图像探测器102还包括:热成像探测器1022;相应地,目标对象还包括:目标血管;辅助图像还包括:热成像图像。

[0071] 在手术过程中,手术面不断被新鲜血液覆盖,严重影响手术操作。但由于人体组织温度大都由动脉血液提供,因此,动脉血液温度大于静脉血液温度大于人体组织温度,这个温度差通常在 0.5°C 之间,本公开利用高精度热成像传感器可以实现高精度的温度测量,用以区分人体组织、血管和已经流出的血液,确定手术面附近较大动脉、静脉的分布和走向。

[0072] 具体地,融合基准图像和热成像图像,如图9所示,以基准图像为RGB图像为例,RGB探测器1011和热成像探测器1022位置和相对位置均固定,两者之间的距离为 d 。图像融合的过程为:相机标定,相机标定是获取摄像头内参矩阵和畸变参数的过程,通过标定,可以将像素坐标转换为相机坐标,并进行坐标系转换;标定通常使用棋盘格等已知结构的物体,摄取多个角度下的图像,使用相机标定工具获得相机内参矩阵和畸变参数。坐标系转换,坐标系转换是将热成像图像探测器的图像中的每个像素点的坐标转换到RGB图像探测器的图像坐标系中,考虑两个摄像头的间隔距离,这一步骤确保两个图像的坐标系一致;即对于热成像图像上的每个像素点 (X_B, Y_B) ,通过相机标定参数和坐标系转换公式将其映射到A图像上的坐标 (X_A, Y_A) ,坐标映射公式为: $X_A = X_B + 2d$, Y_A 和 Y_B 相同。图像融合:图像融合是将坐标转换后的热成像图像融合到RGB图像上,将热成像图像上的每个点的像素值复制到RGB图像上的对应位置,为避免融合后的图像对RGB图像实际大小产生影响,需要进行透明度控制或加权融合,可调整热成像图像的透明度,使其成为RGB图像的一种叠加,而不影响RGB图像中物体的尺寸。

[0073] 可选地,目标血管的显示方式,可以是持续更新并显示包括目标血管的目标融合图像,也可以根据控制指令,在需要时显示,如基于指示显示目标血管的控制指令,控制包括目标血管的目标融合图像显示固定时长后停止显示,仅显示基准图像;或者控制包括目标血管的目标融合图像以第三预设间隔时长显示第三预设次数(以2s间隔闪烁显示5次)后停止显示。如此,既可以提示医生下血管的位置,又可以避免干扰手术。

[0074] 需要说明的是,为了区别目标血管和目标肿瘤,在目标融合图像中,显示的目标肿瘤的颜色和目标血管的颜色可以不同,如目标肿瘤图像为黑色,目标血管为红色。

[0075] 示例性地,如图10所示,为目标血管在基准图像中增强显示的示意图。标号10指示的图像为通过RGB探测器采集到的手术部位的RGB图像,标号11指示的图像为通过热成像探测器采集到的手术部位的热成像图像,其中,图中高亮的白色线条即为目标血管;标号12指示的图像为在基准图像中增强显示目标血管,其中,图中高亮的白色线条即为目标血管。如此,在手术过程中,可以辅助医生更准确地确定目标血管的位置,避免误切较大的血管,导致出血量增加。

[0076] 由于刚流出的血液可能会影响血管位置和轮廓的定位,为了更准确地定位目标血管的位置,本公开一些实施例中,数据处理单元103中预加载有目标检测模型;在根据辅助

图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像之前,数据处理单元103,还被配置为:通过目标检测模型,确定辅助图像中血管的位置和轮廓。

[0077] 具体地,通过目标检测模型确定热成像图像中目标血管的流程如图11所示。数据准备1101具体用于收集手术过程中的热成像图像,并为每个图像打上相应的标签,该标签用于标识图像中血管的位置和轮廓。数据预处理1102用于对热成像图像进行预处理,包括调整图像的大小、灰度化、归一化、去噪等操作,以确保输入模型的数据质量和一致性。模型构建1103,用于构建初始目标检测模型,该初始目标检测模型可以是适用于检测图像中某一目标的任一模型;数据集划分1104用于将数据集划分为训练集和测试集,确保模型在未见过的数据上进行评估。模型训练1105用于使用训练集对初始目标检测模型进行训练以得到目标检测模型,在训练期间,模型通过反向传播和优化器更新权重,逐渐学习提取图像特征以正确确定血管的位置和轮廓。模型评估1106用于使用测试集评估模型的性能,查看准确度、精确度、召回率等指标,确保模型在未见过的数据上表现良好。模型应用1107用于基于热成像图像,通过目标检测模型确定热成像图像中目标血管的位置和轮廓。

[0078] 其中,通过目标检测模型,确定热成像图像中目标血管的位置和轮廓的具体过程为:通过卷积操作提取热成像图像中的特征,如为了区别流出血液和血管,由于流出的血液和血管的形状差异大,温度也有差异,因此提取的特征中至少包括形状特征、温度特征;对得到的特征图进行最大池化操作,提取最显著的特征,得到目标特征图,该操作不但可以提高网络的抗噪声能力,并且减少计算量;根据目标特征图预测目标血管边界框的位置和大小,并确定可能的候选区域;对每个候选区域进行更详细的分析,确定其中是否包含目标血管;根据确定的包括目标血管的候选区域,确定目标血管的轮廓,输出目标血管的位置、轮廓以及用于指示对其预测的确信程度的置信度分数。

[0079] 如此,通过在数据处理单元中引入目标检测模型,可以更准确地定位目标血管,提升定位精度。

[0080] 手术过程中的显示通常为近眼显示,但在手术时长较长时,近眼显示会造成医生视觉疲劳,影响手术操作。因此,在本公开一些实施例中,如图12所示,显示单元为光场显示屏1041;光场显示屏1041,具体被配置为在预设位置显示目标融合图像的放大虚像1042。

[0081] 其中,光场显示技术通过精密地控制光线的方向和位置,能够在用户的眼前产生三维虚像。在近眼显示应用中,如头戴显示设备或增强现实眼镜,光场技术可以用来生成一个放大的虚像,光场显示屏通过光学透镜,将普通显示屏的图像拉远,为医生呈现一个远距离放大的虚像。如此,相较于传统的近眼显示设备,可以避免医生视疲劳,也可以避免近眼设备的起雾现象,有效保证了手术的连续性,降低了手术期间医生的劳动强度。

[0082] 常规AR显示信息会处在融合图像的最上层显示,不符合实际物理世界图像远近关系。因此,在本公开一些实施例中,数据处理单元103,具体被配置为根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,以及目标对象与手术器械的上下位置关系,在基准图像中增强显示目标对象,得到包括目标对象与手术器械的上下位置关系的目标融合图像。

[0083] 在基准图像中叠加显示辅助图像时,目标对象显示在基准图像的上层,如图13所示,图13a所示的为常规AR融合,标号1300指示区域中血管显示在手术器械的上层,但实际中,手术器械应在血管的上层。本公开中,在基准图像中叠加显示辅助图像时,根据手术器械与目标对象的上下位置关系进行融合并显示,符合透视规则,如图13b所示的目标融合图

像中,由于血管位于手术器械的下层,因此,在目标融合图像中,标号1301指示的区域中部分血管被上层的手术器械遮挡。即在数字显示画面中叠加的数字信息符合透视规则,目标融合图像由于包括了手术器械与目标对象上下位置关系的深度信息,显示效果更符合实际手术情况。

[0084] 本公开提供的手术辅助系统可以用于辅助医生手术,也可以作为教学设备,辅助实习医生进行手术,因此,本公开一些实施例中,如图14所示,该手术辅助系统还包括:数据通信单元105;数据通信单元105,被配置为与远程设备连接;将显示单元104显示的内容传输至远程设备;接收远程设备返回的添加标注的标注图像;显示单元104,还被配置为显示标注图像。

[0085] 具体地,如图15所示,远程设备与手术辅助系统建立网络连接,实习医生和指导老师可以通过该网络连接进行视频以及语音通话等。通过该网络连接,还可以将显示单元显示的图像实时传输至远程设备,如显示单元显示的RGB图像或者融合图像等,指导老师可以在接收到的图像中进行标注,并将标注后的标注图像返回至显示单元显示。如图16所示,虚线框1601为指导老师标注的血管,虚线框1602为指导老师标注的肿瘤。如此,对于缺乏经验的实习医生,可以根据指导老师的标注快速确定目标对象的位置。

[0086] 手术过程中,为了便于对手术辅助系统的各个部分的控制,在本申请一些实施例中,如图17所示,该手术辅助系统还包括:指令接收单元106;该指令接收单元被配置为接收用户的控制指令;数据处理单元103,被配置为控制指令中的指示,实施相应的控制。

[0087] 指令接收单元106可以是用于接收语音控制指令的麦克风,也可以是用于接收手势控制指令的摄像头等。由于手术过程中,医生通常双手占用,因此优选指令接收单元为麦克风。

[0088] 具体地,以控制指令为语音控制指令为例,本公开的手术辅助系统至少可以实现以下控制指令。在系统通电的情况下,可以通过语音控制系统的开启和关闭;通过语音控制显示单元的显示,如显示融合图像、显示基准图像或者显示手术器械与目标对象的距离等;通过语音控制基准图像探测器和热成像图像探测器的同时放大或者缩小;控制光场显示屏的显示;控制距离信息的显示方式,如文字显示、语音播报等。如此,医生可以通过指令对系统进行控制,简化了手术过程中对系统的操作。

[0089] 可选地,如图17所示,该手术辅助系统还可以包括手术灯107。该手术灯107被配置为在手术过程提供照明源。优选该手术灯107为冷光照明光源。

[0090] 本公开还提供一种手术辅助方法,如图18所示,该方法包括下述步骤1801至1804。

[0091] 在步骤1801中,实时采集术中手术部位的基准图像。

[0092] 在步骤1802中,实时采集术中手术部位的辅助图像。

[0093] 在步骤1803中,根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像。

[0094] 在步骤1804中,显示目标融合图像。

[0095] 本公开一些实施例中,目标对象包括:目标肿瘤;辅助图像包括:超声波图像。

[0096] 本公开一些实施例中,在实时采集术中手术部位的辅助图像之后,根据超声波图像,确定目标肿瘤与手术器械之间的距离信息;显示距离信息。

[0097] 本公开一些实施例中,目标对象还包括:目标血管;辅助图像还包括:热成像图像。

[0098] 本公开一些实施例中,在根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像之前,通过目标检测模型,确定辅助图像中血管的位置和轮廓。

[0099] 本公开一些实施例中,显示目标融合图像包括:在预设位置显示目标融合图像的放大虚像。

[0100] 本公开一些实施例中,根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,在基准图像中增强显示目标对象,得到目标融合图像,包括:根据辅助图像中目标对象的位置和轮廓,以及目标对象与手术器械的上下位置关系,在基准图像中增强显示目标对象,得到包括目标对象与手术器械的上下位置关系的目标融合图像。

[0101] 本公开一些实施例中,该方法还包括:与远程设备连接;将显示单元显示的内容传输至远程设备;接收远程设备返回的添加标注的标注图像;显示标注图像。

[0102] 本公开一些实施例中,该方法还包括:接收用户输入的控制指令;基于控制指令中的指示,实施对应的控制。

[0103] 需要说明的是,该手术辅助方法实施例的相关描述和技术效果可以参考上述手术辅助系统的相关描述,且能达到相同的技术效果,为了避免重复,这里不再赘述。

[0104] 请参考图19,其示出了本公开一个示例性实施例提供的电子设备的结构方框图。在一些示例中,电子设备可以为智能手机、智能手表、台式电脑、手提电脑、虚拟现实终端、增强现实终端、无线终端和膝上型便携计算机等设备中的至少一种。电子设备具有通信功能,可以接入有线网络或无线网络。电子设备可以泛指多个终端中的一个,本领域技术人员可以知晓,上述终端的数量可以更多或更少。可以理解地,电子设备承担本公开技术方案的计算及处理工作,本公开对此不作限定。

[0105] 如图19所示,本公开中的电子设备可以包括一个或多个如下部件:处理器1910和存储器1920。

[0106] 可选地,处理器1910利用各种接口和线路连接整个电子设备内的各个部分,通过运行或执行存储在存储器1920内的指令、程序、代码集或指令集,以及调用存储在存储器1920内的数据,执行电子设备的各种功能和处理数据。可选的,处理器1910可以采用数字信号处理(Digital Signal Processing,DSP)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)、可编程逻辑阵列(Programmable Logic Array,PLA)中的至少一种硬件形式来实现。处理器1910可集成中央处理器(Central Processing Unit,CPU)、图像处理器(Graphics Processing Unit,GPU)、神经网络处理器(Neural-network Processing Unit,NPU)和基带芯片等中的一种或几种的组合。其中,CPU主要处理操作系统、用户界面和应用程序等;GPU用于负责触摸显示屏所需要显示的内容的渲染和绘制;NPU用于实现人工智能(Artificial Intelligence,AI)功能;基带芯片用于处理无线通信。可以理解的是,上述基带芯片也可以不集成到处理器1910中,单独通过一块芯片进行实现。

[0107] 存储器1920可以包括随机存储器(Random Access Memory,RAM),也可以包括只读存储器(Read-Only Memory,ROM)。可选地,该存储器1920包括非瞬时性计算机可读介质(non-transitory computer-readable storage medium)。存储器1920可用于存储指令、程序、代码、代码集或指令集。存储器1920可包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储用于实现操作系统的指令、用于至少一个功能的指令(比如触控功能、声音播放功

能、图像播放功能等)、用于实现以上各个方法实施例的指令等;存储数据区可存储根据电子设备的使用所创建的数据等。

[0108] 除此之外,本领域技术人员可以理解,上述附图所示出的电子设备的结构并不构成对电子设备的限定,电子设备可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件布置。比如,电子设备中还包括显示屏、摄像组件、麦克风、扬声器、射频电路、输入单元、传感器(比如加速度传感器、角速度传感器、光线传感器等等)、音频电路、WiFi模块、电源、蓝牙模块等部件,在此不再赘述。

[0109] 本公开还提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质存储有至少一条指令,所述至少一条指令用于被处理器执行以实现如上各个实施例所述的手术辅助方法。

[0110] 本公开还提供了一种计算机程序产品,该计算机程序产品包括计算机指令,该计算机指令存储在计算机可读存储介质中;电子设备的处理器从计算机可读存储介质读取该计算机指令,处理器执行该计算机指令,使得该电子设备执行以实现上述各个实施例所述的手术辅助方法。

[0111] 本申请实施例另提供了一种芯片,所述芯片包括处理器和通信接口,所述通信接口和所述处理器耦合,所述处理器用于运行程序或指令,实现上述手术辅助方法实施例的各个过程,且能达到相同的技术效果,为避免重复,这里不再赘述。

[0112] 应理解,本申请实施例提到的芯片还可以称为系统级芯片、系统芯片、芯片系统或片上系统芯片等。

[0113] 在本公开所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统,装置,服务器和方法,可以通过其他的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其他的形式。

[0114] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0115] 另外,在本公开各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0116] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读存储介质中。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程

序代码的介质。

[0117] 本领域技术人员应该可以意识到,在上述一个或多个示例中,本公开所描述的功能可以用硬件、软件、固件或它们的任意组合来实现。当使用软件实现时,可以将这些功能存储在计算机可读介质中或者作为计算机可读介质上的一个或多个指令或代码进行传输。计算机可读介质包括计算机存储介质和通信介质,其中通信介质包括便于从一个地方向另一个地方传送计算机程序的任何介质。存储介质可以是通用或专用计算机能够存取的任何可用介质。

[0118] 需要说明的是:本公开所记载的技术方案之间,在不冲突的情况下,可以任意组合。

[0119] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

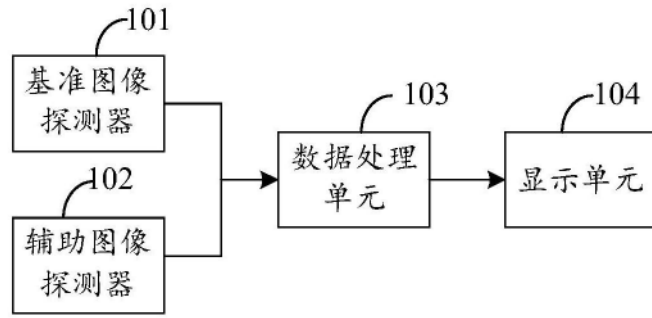


图1

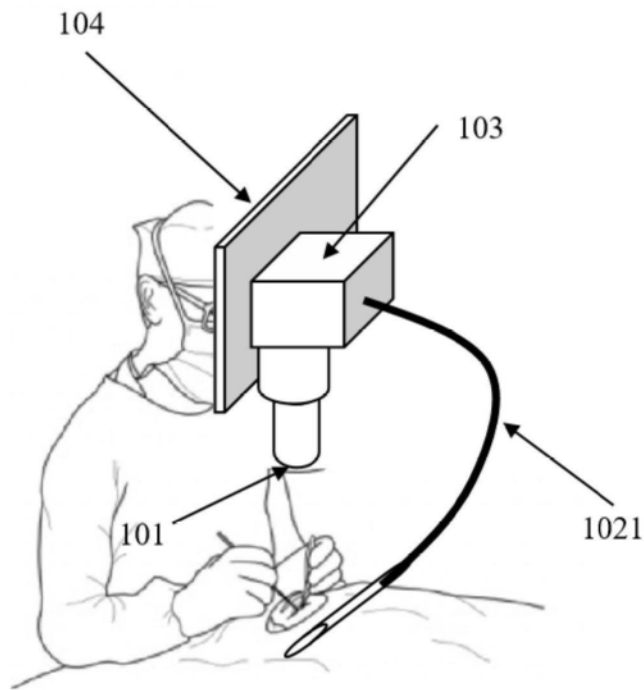


图2

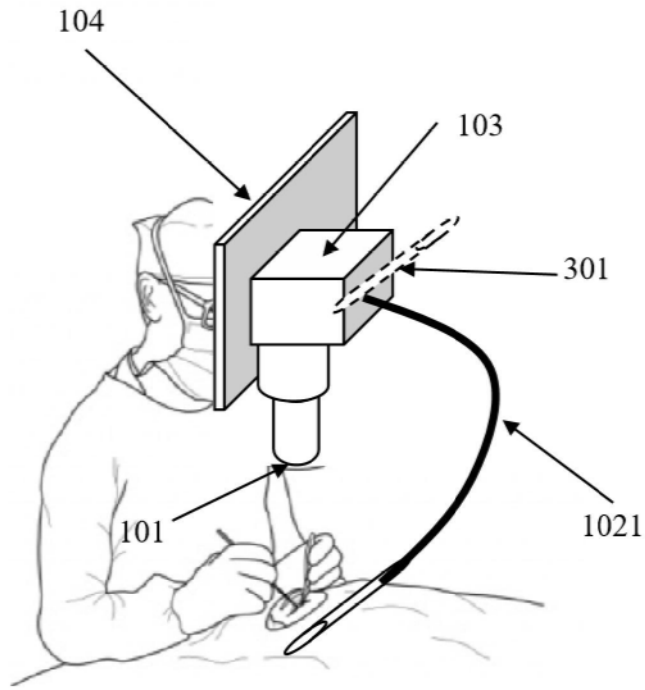


图3

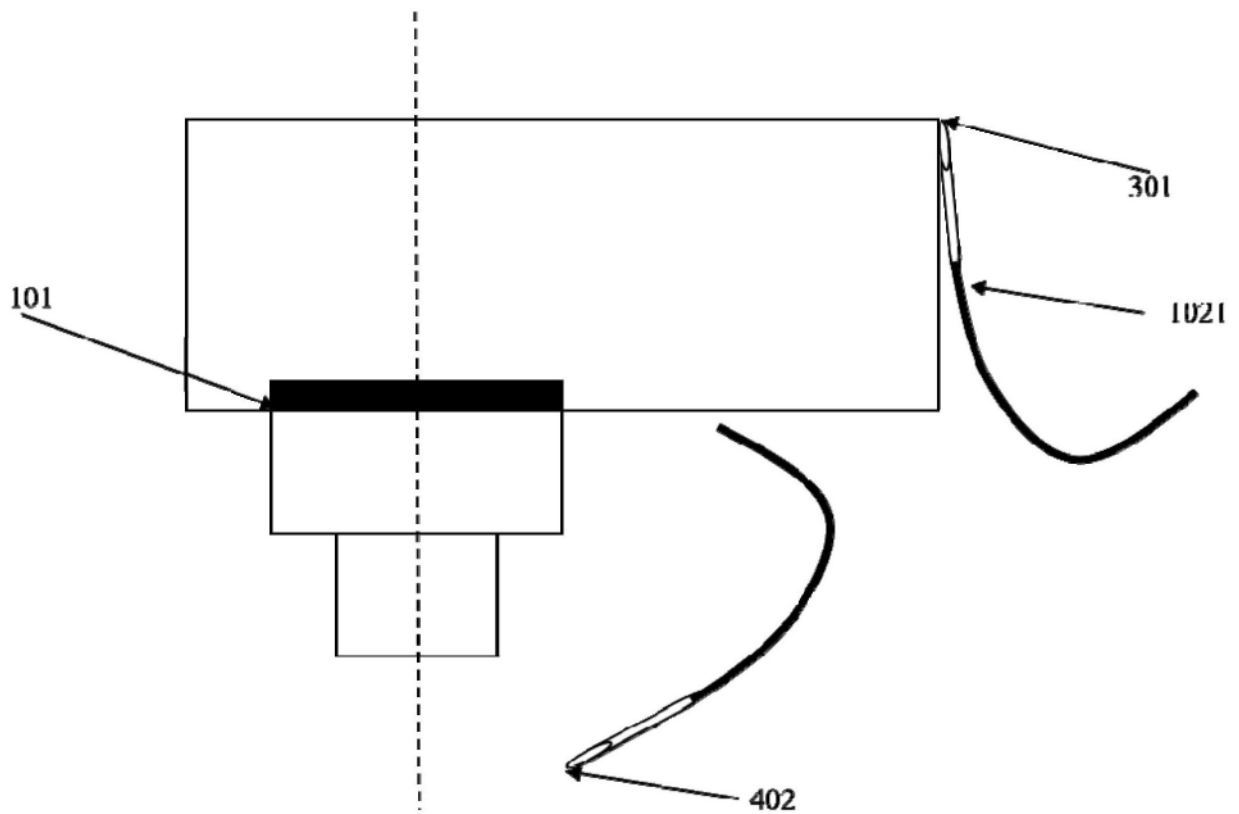


图4

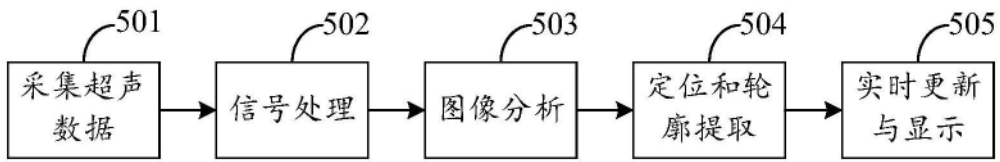


图5

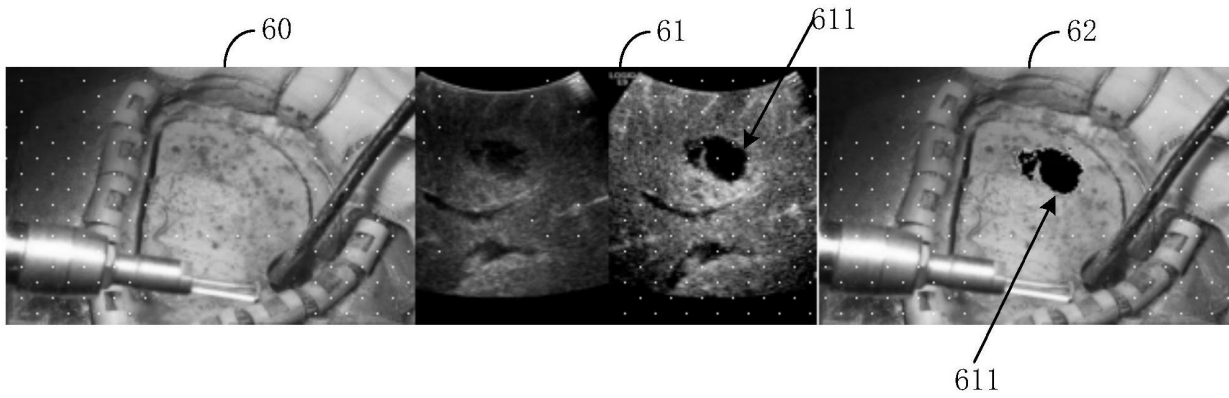


图6

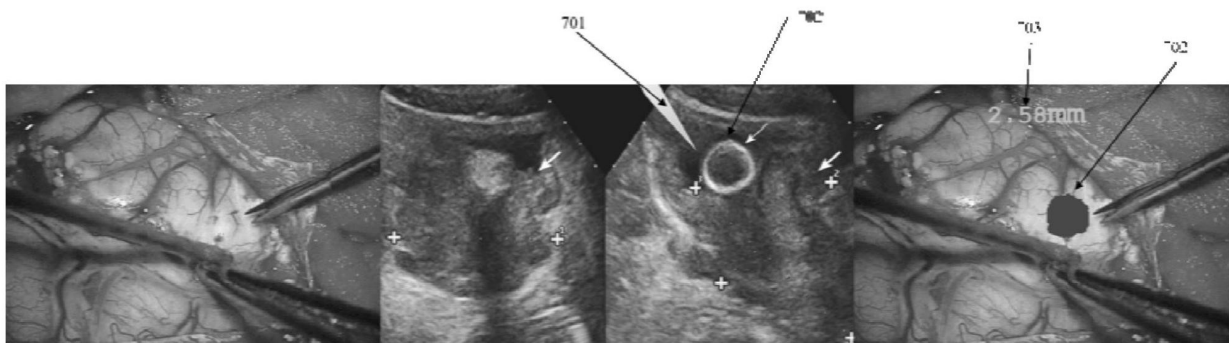


图7

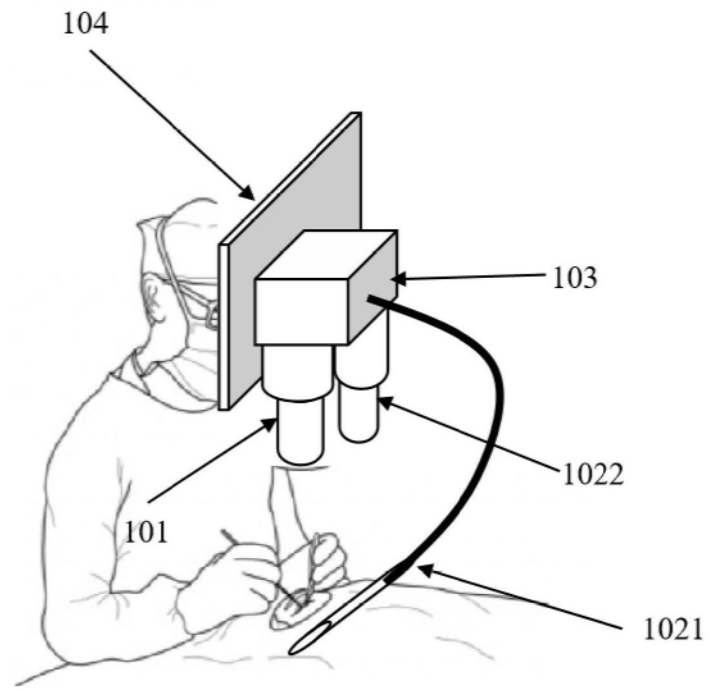


图8

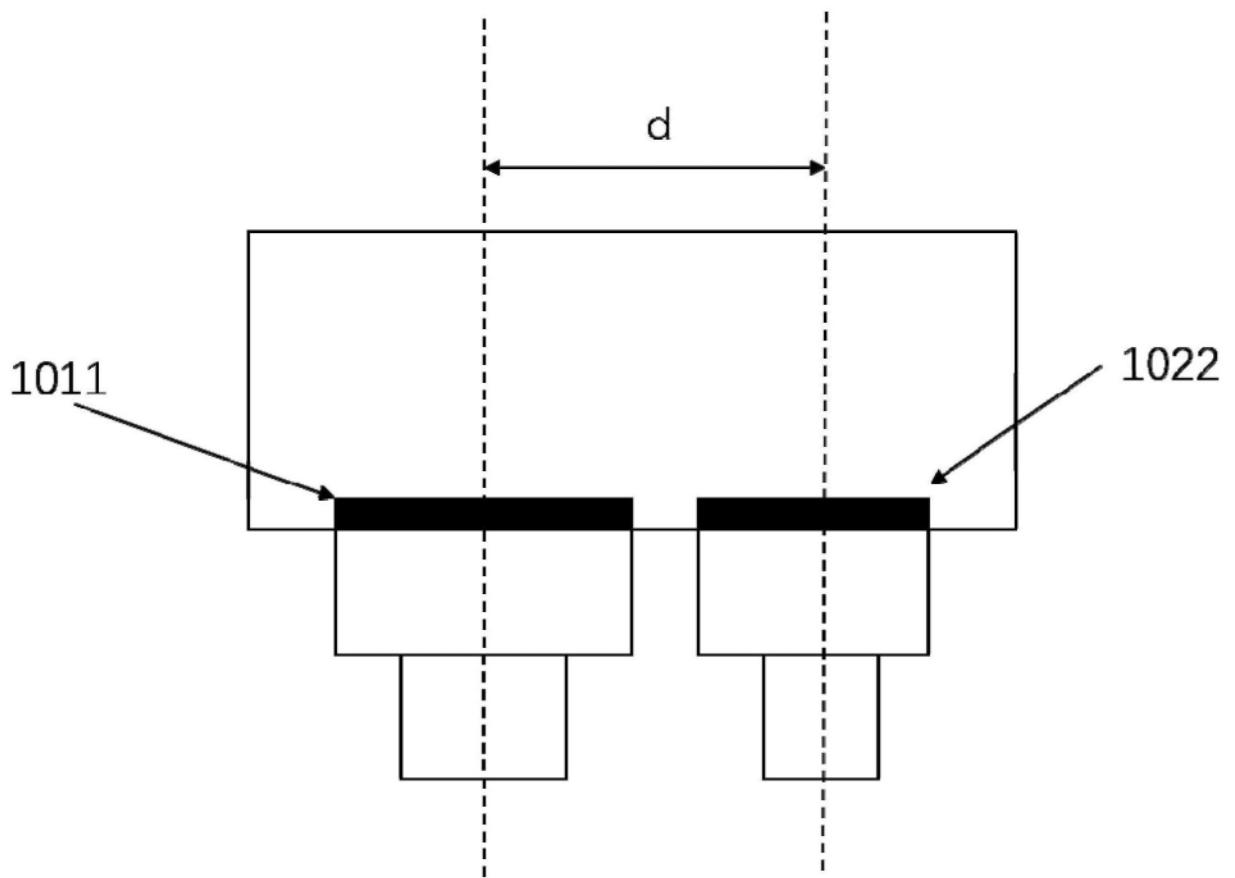


图9

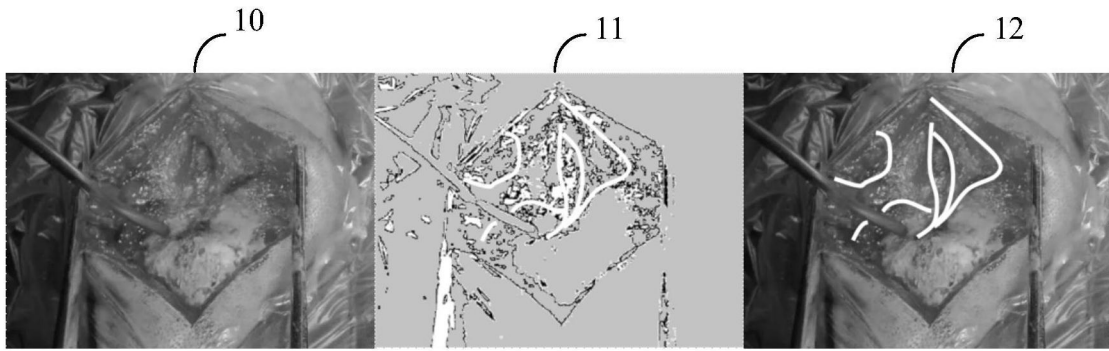


图10

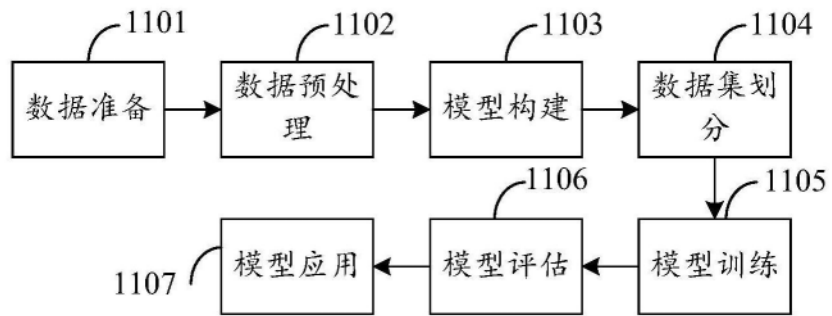


图11

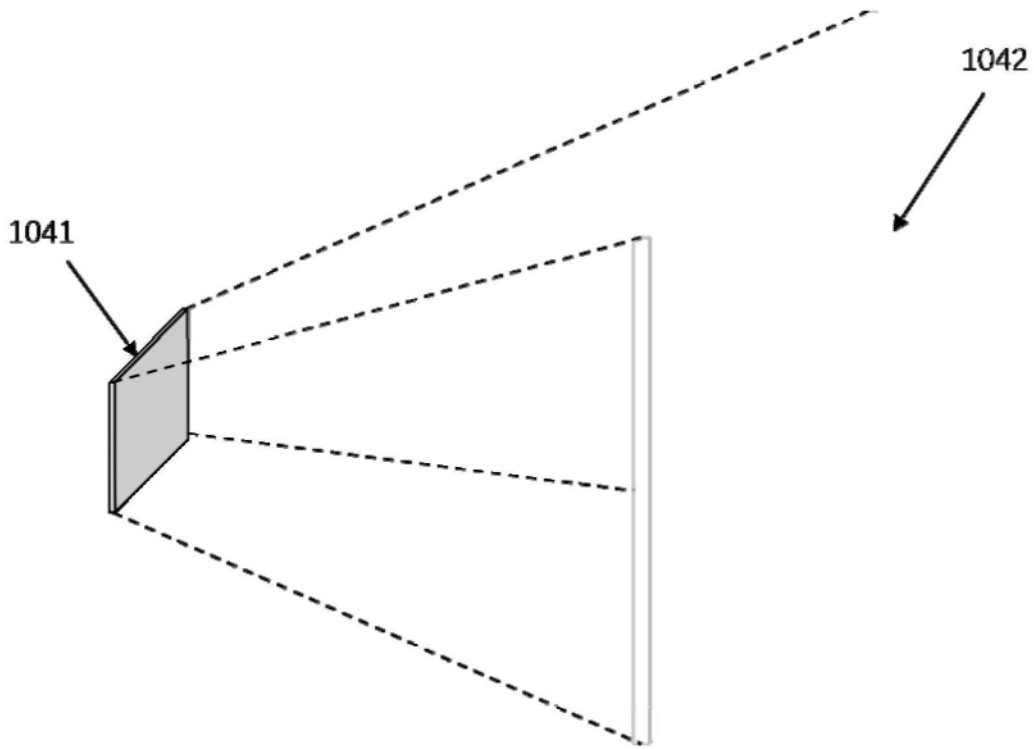


图12

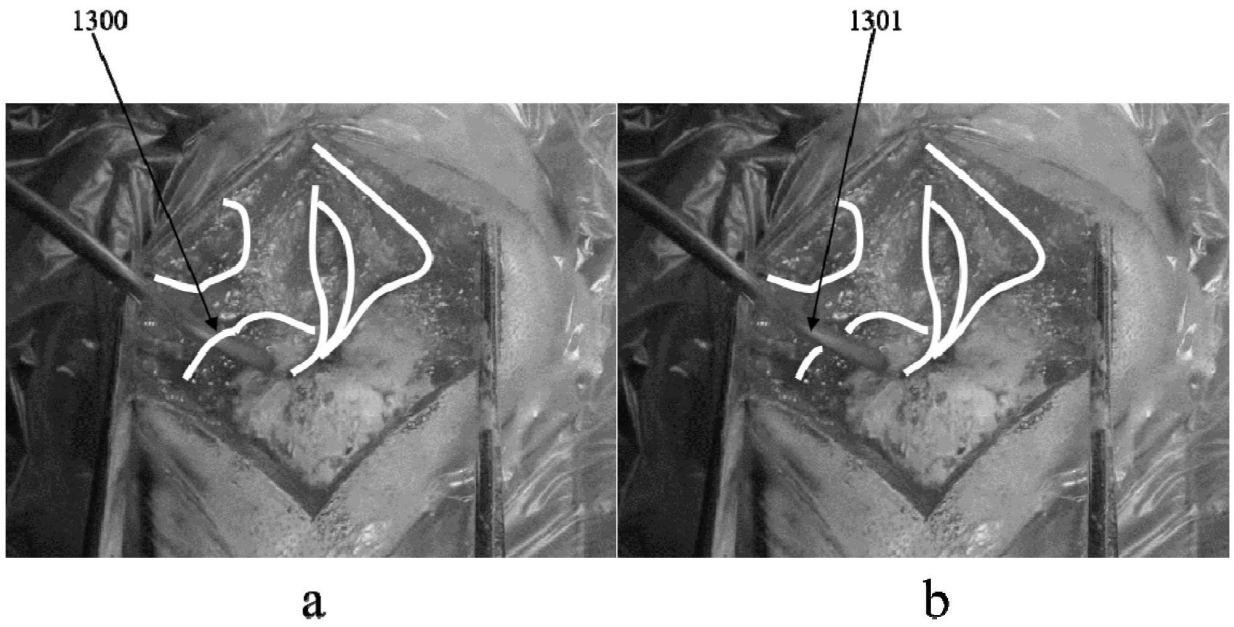


图13

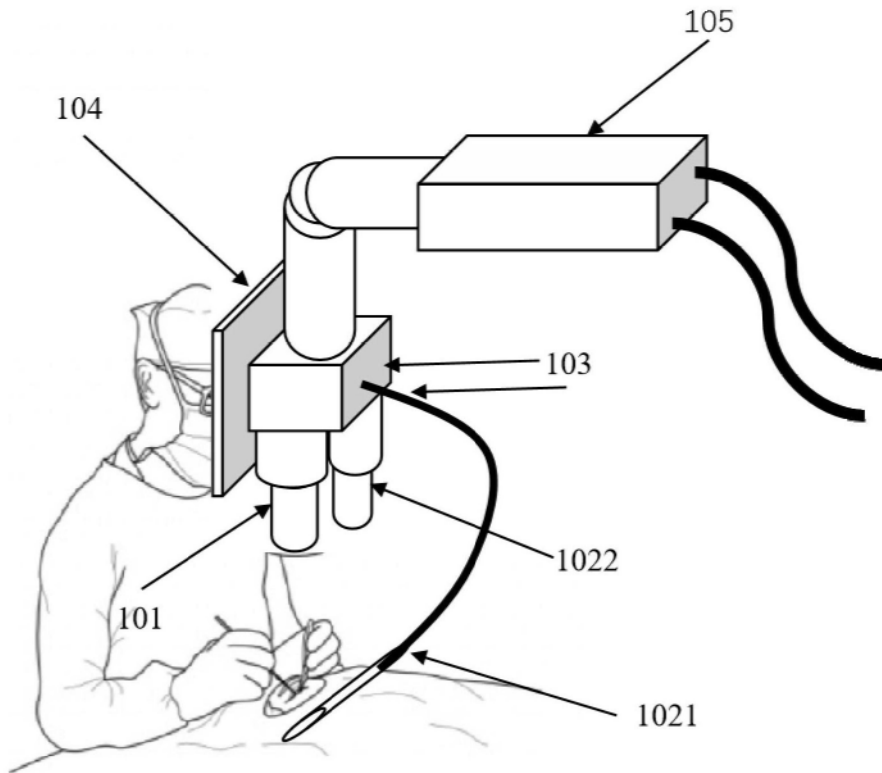


图14

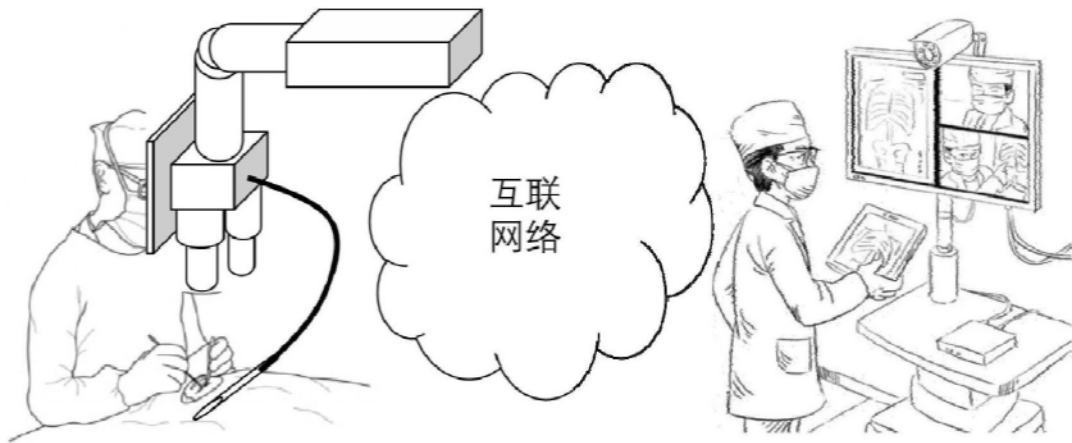


图15

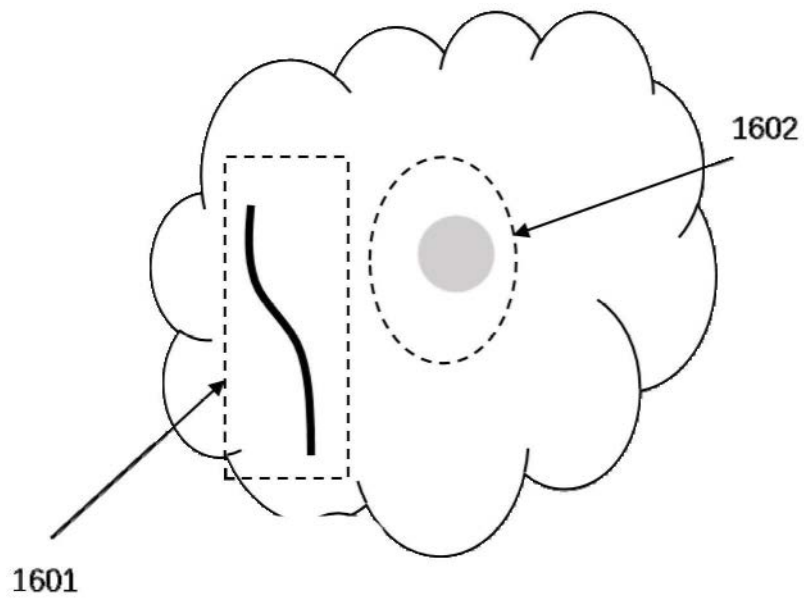


图16

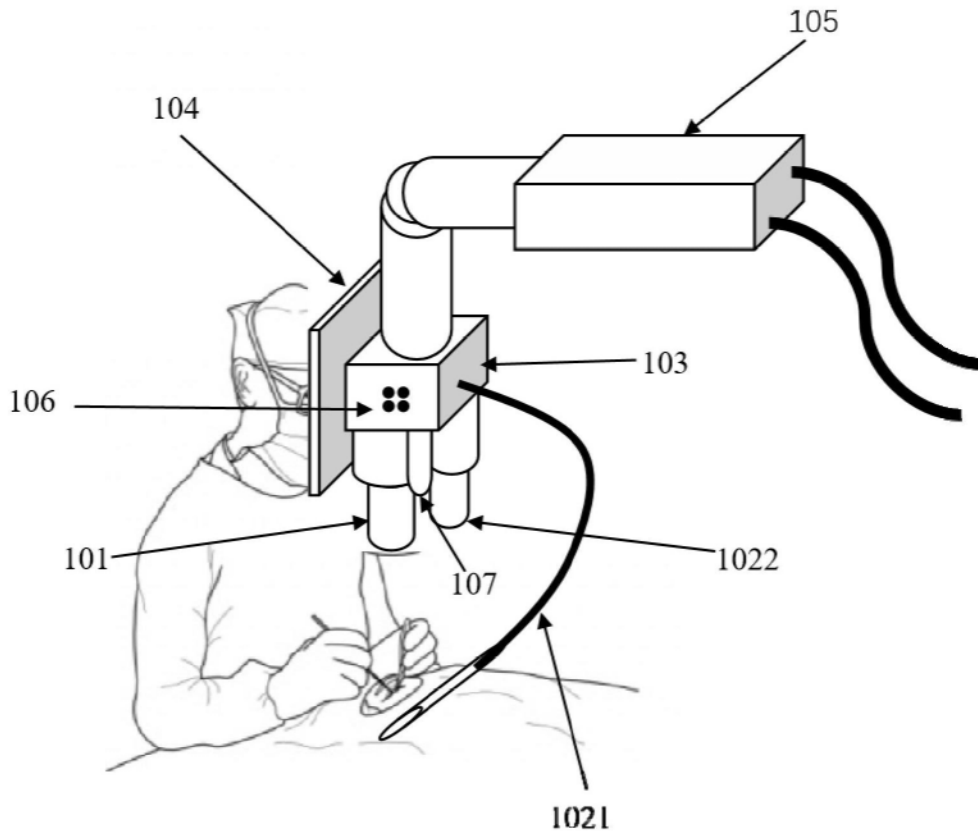


图17

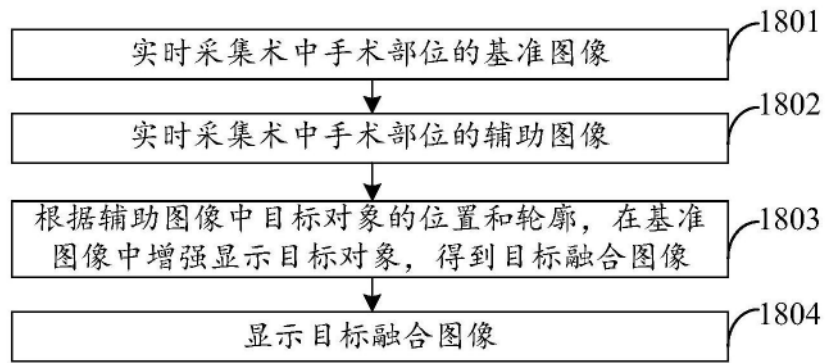


图18

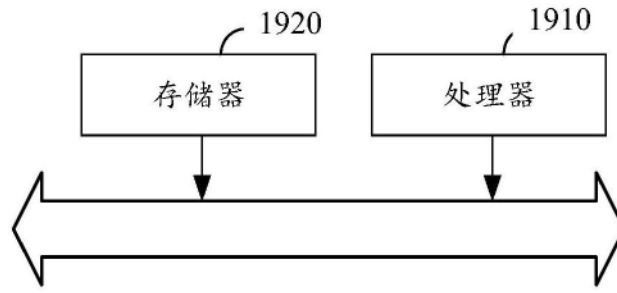


图19