



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104414620 B

(45)授权公告日 2017.07.07

(21)申请号 201310373559.4

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.08.23

A61B 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 李陆美

申请公布号 CN 104414620 A

(43)申请公布日 2015.03.18

(73)专利权人 东莞市中健医疗设备科技有限公司

地址 523077 广东省东莞市南城区周溪工业区众利路84号高盛科技园(北区)A座之第三层02、03、05室

(72)发明人 陶鹏辉 但果 岑俊龙

(74)专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理有限公司 44217

代理人 李琴

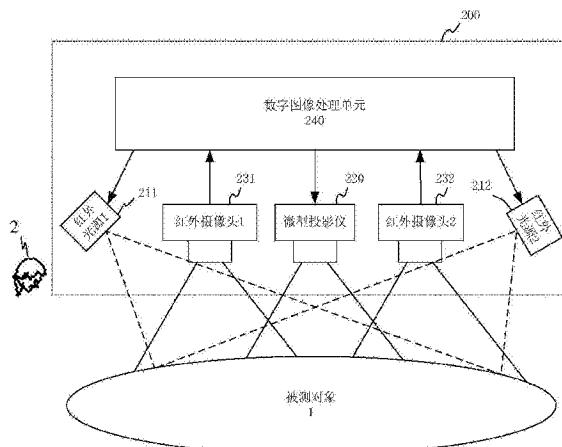
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

基于双目摄像的静脉定位方法和装置

(57)摘要

本发明涉及一种基于双目摄像的静脉定位方法和装置。所述装置包括：用于照射被测对象的至少一个红外光源；间隔一定距离设置的第一红外摄像头和第二红外摄像头，分别用于采集被测对象的静脉血管图像；数字图像处理单元，用于对所述第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行拼接以及剪裁与缩放处理；投影显示单元，用于将处理后的静脉血管图像投影到被测对象表面。本发明通过双目摄像头采集静脉血管图像，去除了传统方法里的分光镜，并且把两个摄像头采集的图像进行拼接以及剪裁与缩放处理，能够在被测对象的表面投影显示出与其实际血管分布相吻合的静脉血管图像，以辅助医护人员及时准确的找到血管，方便进行各种医疗操作。



1. 一种基于双目摄像的静脉定位装置，其特征在于，包括：
 用于照射被测对象的至少一个红外光源；
 间隔一定距离设置的第一红外摄像头和第二红外摄像头，分别用于采集被测对象的静脉血管图像；
 数字图像处理单元，用于对所述第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行拼接以及剪裁与缩放处理；
 投影显示单元，设置于第一红外摄像头和第二红外摄像头之间，用于将处理后的静脉血管图像投影到被测对象表面；
 其中，所述第一红外摄像头、第二红外摄像头和投影显示单元处于同一平面；
 其中，所述数字图像处理单元进一步包括：
 第一图像预处理模块，用于对第一红外摄像头采集的静脉血管图像进行预处理；
 第二图像预处理模块，用于对第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行预处理；
 图像拼接模块，用于将经过预处理的两幅静脉血管图像进行拼接；
 视差计算模块，用于计算第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像之间的视差，即：

$$c = \frac{b}{1-e},$$

其中，c是图像重合长度，e是第一红外摄像头和第二红外摄像头的图像重合率，b是第一红外摄像头与第二红外摄像头之间的安装距离；

距离计算模块，用于计算第一和第二红外摄像头与被测对象的垂直距离，即：

$$d = \frac{b+c}{2 \tan(\frac{\alpha}{2})},$$

其中，d是第一和第二红外摄像头与被测对象的垂直距离， α 为第一红外摄像头和第二红外摄像头的视角，c是图像重合长度；

图像剪裁与缩放模块，用于基于所述距离和投影视角对拼接后的静脉血管图像进行剪裁与缩放，其中投影显示的静脉血管图像长度为：

$$L = 2d \tan(\frac{f}{2}),$$

其中，d是第一和第二红外摄像头与被测对象的垂直距离，f是投影视角，L是投影显示的静脉血管图像长度；

图像增强模块，用于对剪裁与缩放后的静脉血管图像进行增强处理；
 伪彩色处理模块，用于对增强处理后的静脉血管图像进行伪彩色处理，变换成彩色图像；

红外光源控制模块，用于根据第一图像预处理模块和第二图像预处理模块进行图像预处理时反馈的信息调节红外光源。

2. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述第一和第二红外摄像头相对于被测对象位于所述至少一个红外光源同一侧，所述投影显示单元位于所述第一和第二红外摄像头之间。

3. 根据权利要求2所述的装置，其特征在于，所述投影显示单元为微型投影仪。

4. 根据权利要求2所述的装置，其特征在于，所述至少一个红外光源包括两个红外光源，分别设于所述第一和第二红外摄像头的两侧。

5. 一种基于双目摄像的静脉定位方法，其特征在于，包括如下步骤：

通过间隔一定距离设置在同一平面的第一和第二红外摄像头分别采集红外光源照射下的被测对象的静脉血管图像；

对第一红外摄像头和第二红外摄像头采集的静脉血管图像分别进行图像预处理；

基于图像预处理时反馈的信息调节红外光源；

将经过预处理的两幅静脉血管图像进行拼接；

计算第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像之间的视差，即：

$$c = \frac{b}{1-e},$$

其中， c 是图像重合长度， e 是第一红外摄像头和第二红外摄像头的图像重合率， b 是第一红外摄像头与第二红外摄像头之间的安装距离；

计算第一和第二红外摄像头与被测对象的垂直距离，即：

$$d = \frac{b+c}{2 \tan(\frac{\alpha}{2})},$$

其中， d 是第一和第二红外摄像头与被测对象的垂直距离， α 为第一红外摄像头和第二红外摄像头的视角， c 是图像重合长度；

基于第一和第二摄像头与被测对象的垂直距离和投影视角对拼接后的静脉血管图像进行剪裁与缩放，其中投影显示的静脉血管图像长度为：

$$L = 2d \tan(\frac{f}{2}),$$

其中， d 是第一和第二红外摄像头与被测对象的垂直距离， f 是投影视角， L 是投影显示的静脉血管图像长度；

对剪裁与缩放后的静脉血管图像进行增强处理；

对增强处理后的静脉血管图像进行伪彩色处理，变换为彩色图像；

通过设置于第一红外摄像头和第二红外摄像头之间并与第一红外摄像头和第二红外摄像头处于同一平面的投影显示单元将处理后的静脉血管图像投影在被测对象表面。

基于双目摄像的静脉定位方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及静脉血管辅助定位技术,更具体地说,涉及一种基于双目摄像的静脉定位方法和装置。

背景技术

[0002] 静脉注射和静脉采血、输血是抢救和治疗患者的重要措施之一,也是一种极常见的医疗手段。但是对于一些静脉血管不明显的患者,如新生儿、儿童、肥胖人群、及某些种族的人群,即使是熟练的护士,也很难准确地找到静脉所在位置,所以往往要经过多次操作才可以注射成功,这样会增加病人的痛苦。更重要的是,在某些紧急情况下,每延误一次时机都可能带来严重的后果。

[0003] 因此,可以实时获取静脉血管影像并对血管位置进行显示定位的医疗辅助仪器被研发出来。传统的静脉定位仪100如图1所示,主要包括红外光源110、红外摄像头130、微型投影仪120和数字图像处理器140。红外光源照射被测对象1的表面,反射的红外光线经分光镜160和红外滤镜150后被红外摄像头130采集。红外摄像头130采集的静脉血管图像经数字图像处理器140处理后,发送给微型投影仪120投出。微型投影仪120投出的静脉血管投影经分光镜160后投影到被测对象的表面上。静脉定位仪100通过分光镜160,把红外摄像和可见光投影的光路重合,从而实现投影的静脉血管图像和实际血管的对准。但由于分光镜160的特性,使反射光和投射光都受到了衰减,导致了投影需要更高的亮度,同时摄像头130采集的红外图像亮度和信噪比下降。

发明内容

[0004] 本发明要解决的技术问题在于,针对现有技术的上述缺陷,提供一种基于双目摄像的静脉定位方法和装置,能够降低投影所需的亮度并提升采集的红外图像的质量,使投影出来的静脉血管图像更加准确。

[0005] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:提出一种基于双目摄像的静脉定位装置,包括:

[0006] 用于照射被测对象的至少一个红外光源;

[0007] 间隔一定距离设置的第一红外摄像头和第二红外摄像头,分别用于采集被测对象的静脉血管图像;

[0008] 数字图像处理单元,用于对所述第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行拼接以及剪裁与缩放处理;

[0009] 投影显示单元,用于将处理后的静脉血管图像投影到被测对象表面。

[0010] 一个实施例中,所述第一和第二红外摄像头相对于被测对象位于所述至少一个红外光源同一侧,所述投影显示单元位于所述第一和第二红外摄像头之间。

[0011] 一个实施例中,所述投影显示单元为微型投影仪。

[0012] 一个实施例中,所述至少一个红外光源包括两个红外光源,分别设于所述第一和

第二红外摄像头的两侧。

- [0013] 一个实施例中，所述数字图像处理单元进一步包括：
- [0014] 第一图像预处理模块，用于第一红外摄像头采集的静脉血管图像进行预处理；
- [0015] 第二图像预处理模块，用于对第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行预处理；
- [0016] 图像拼接模块，用于将经过预处理的两幅静脉血管图像进行拼接；
- [0017] 视差计算模块，用于计算第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像之间的视差；
- [0018] 距离计算模块，用于计算第一和第二红外摄像头与被测对象的距离；
- [0019] 图像剪裁与缩放模块，用于基于所述距离和投影视角对拼接后的静脉血管图像进行剪裁与缩放；
- [0020] 图像增强模块，用于对剪裁与缩放后的静脉血管图像进行增强处理；
- [0021] 伪彩色处理模块，用于对增强处理后的静脉血管图像进行伪彩色处理，变换成彩色图像。
- [0022] 一个实施例中，所述数字图像处理单元还包括：
- [0023] 红外光源控制模块，用于根据第一图像预处理模块和第二图像预处理模块反馈的信息调节红外光源。
- [0024] 本发明为解决其技术问题还提出一种基于双目摄像的静脉定位方法，包括如下步骤：
 - [0025] 通过第一和第二红外摄像头分别采集红外光源照射下的被测对象的静脉血管图像；
 - [0026] 将第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行拼接；
 - [0027] 基于第一和第二摄像头与被测对象的距离和投影视角对拼接后的静脉血管图像进行剪裁与缩放；
 - [0028] 将处理后的静脉血管图像投影在被测对象表面。
- [0029] 一个实施例中，所述方法在进行图像拼接之前还包括：
- [0030] 对第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像分别进行图像预处理。
- [0031] 一个实施例中，所述方法还包括：
 - [0032] 基于图像预处理反馈的信息调节红外光源。
- [0033] 一个实施例中，所述方法在进行图像剪裁与缩放之后还包括：
 - [0034] 对剪裁与缩放后的图像进行增强处理；以及
 - [0035] 对增强处理后的图像进行伪彩色处理。
- [0036] 本发明通过双目摄像头采集静脉血管图像，去除了传统方法里的分光镜。由于没了分光镜对光的衰减，投影所需的亮度降低了，接收的红外图像的质量也能得到提升；并且在图像处理时，把两个摄像头采集的图像进行拼接以及剪裁与缩放处理，使投影出来的图像更加准确，能够在被测对象的表面投影显示出与其实际血管分布相吻合的静脉血管图像，以辅助医护人员及时准确的找到血管，方便进行各种医疗操作。

附图说明

- [0037] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明，附图中：

- [0038] 图1是传统的静脉定位仪的结构示意图；
- [0039] 图2是本发明一个实施例的基于双目摄像的静脉定位装置的结构示意图；
- [0040] 图3是本发明一个实施例中数字图像处理单元的逻辑框图；
- [0041] 图4是本发明一个实施例中视差与距离计算的示意图；
- [0042] 图5是本发明一个实施例的基于双目摄像的静脉定位方法的流程图；
- [0043] 图6是本发明另一实施例的基于双目摄像的静脉定位方法的流程图。

具体实施方式

[0044] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0045] 图2示出了本发明一个实施例的基于双目摄像的静脉定位装置200的结构示意图。如图2所示,该静脉定位装置200主要由第一红外光源211、第二红外光源212、第一红外摄像头231、第二红外摄像头232、投影显示单元例如微型投影仪220、以及数字图像处理单元240构成。两个红外光源(即第一红外光源211和第二红外光源212)在被测对象1的上方照射被测对象1的表面。例如,被测对象1可以是人体某个部分的皮肤。两个红外摄像头(即第一红外摄像头231和第二红外摄像头232)相对于被测对象1设置在两个红外光源211、212的同一侧,也即,位于被测对象1的上方。而且,第一红外摄像头231和第二红外摄像头232之间间隔一定的距离,以便分别采集红外光源照射下的被测对象1的静脉血管图像。数字图像处理单元240用于对第一红外摄像头231和第二红外摄像头232采集的静脉血管图像进行拼接以及剪裁与缩放处理。经过处理后的静脉血管图像通过微型投影仪220投影到被测对象1的表面,从而达到投影的静脉血管图像与被测对象1的实际血管分布相吻合,实现静脉血管辅助定位。不同实施例中,微型投影仪220还可以使用LCoS、DLP或激光扫描投影仪来实现。有关数字图像处理单元240的具体构成将在后续给出详细描述。具体如图2所示,微型投影仪220设置在第一红外摄像头231和第二红外摄像头232之间,第一红外光源211和第二红外光源212分别设置在第一红外摄像头231和第二红外摄像头232的两侧,这样的设置能够使被测对象1散射的红外光线尽量多的被第一和第二红外摄像头231、232接收。

[0046] 图3进一步示出了数字图像处理单元240的逻辑框图。如图3所示,数字图像处理单元240进一步包括第一图像预处理模块241、第二图像预处理模块242、图像拼接模块244、视差计算模块245、距离计算模块246、图像剪裁与缩放模块247、图像增强模块248、和伪彩色处理模块249。第一图像预处理模块241接收第一红外摄像头231采集到的静脉血管图像,并对其进行预处理。第二图像预处理模块242接收第二红外摄像头232采集到的静脉血管图像,并对其进行预处理。预处理包括例如图像降噪、亮度调节、对比度调节、Gamma矫正等操作。然后,经过预处理的两幅静脉血管图像被发送给图像拼接模块244进行图像拼接。图像拼接模块244可以采用已知的图像拼接算法来对第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行拼接,例如SIFT(Scale Invariant Feature Transform,尺度不变特征变换)算法。

[0047] 同时,视差计算模块245计算出第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像之间的视差。参见图4所示,由图像拼接算法可以得出第一摄像头231和第二摄像头232的图像重合率 e ,且:

$$[0048] \quad e = \frac{c}{b+c},$$

[0049] 其中,b是第一红外摄像头231与第二红外摄像头232之间的安装距离(定量),c是图像重合长度。由此可得到:

$$[0050] \quad c = \frac{b}{1-e}.$$

[0051] 距离计算模块246用于计算第一和第二红外摄像头231、232与被测对象1的距离d,即:

$$[0052] \quad d = \frac{b+c}{2 \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right)},$$

[0053] 其中, α 为第一红外摄像头231和第二红外摄像头232的视角。

[0054] 接着,图像剪裁与缩放模块247基于距离计算模块246计算出的摄像头与被测对象1的距离d和投影视角f对拼接后的静脉血管图像进行剪裁与缩放。例如,第一红外摄像头231和第二红外摄像头232采集的静脉血管图像经拼接后得到的图像长度为 $(2b+c)$,微型投影仪220的投影视角为f,那么在距离d上投影显示的静脉血管图像长度L为:

$$[0055] \quad L = 2d \tan\left(\frac{f}{2}\right).$$

[0056] 图像剪裁与缩放模块247根据以上计算对拼接后的静脉血管图像进行剪裁与缩放,以便达到投影的静脉血管图像与被测对象1的实际血管分布相吻合。

[0057] 图像增强模块248用于对剪裁与缩放后的静脉血管图像进行增强处理。图像增强模块248可以采用已知的各种图像增强算法,例如模板滤波、同态滤波、直方图均衡化等。伪彩色处理模块249对增强处理后的静脉血管图像进行伪彩色处理,转换成彩色图像。

[0058] 优选实施例中,数字图像处理单元240还包括红外光源控制模块243。红外光源控制模块243可以基于第一图像预处理模块241和第二图像预处理模块242进行图像预处理时反馈的信息来调节红外光源,以便第一红外摄像头231和第二红外摄像头232采集到的红外静脉血管图像质量更高。

[0059] 本发明通过以上所介绍的基于双目摄像的静脉定位装置200,能够在被测对象1的表面投影显示出与其实际血管分布相吻合的静脉血管图像,以辅助医护人员及时准确的找到血管,方便进行各种医疗操作。根据本发明的具体实施例中,静脉定位装置200的数字图像处理单元240为一数字图像处理器,例如可以采用型号为Xilinx XC7Z020的数字图像处理器来实现。不同实施例中,数字图像处理单元240还可以使用其它合适的微处理器、FPGA或计算机来实现。

[0060] 基于以上所介绍的基于双目摄像的静脉定位装置,本发明还提出一种基于双目摄像的静脉定位方法。图5示出了本发明一个实施例的基于双目摄像的静脉定位方法300的流程图。如图5所示,该方法300开始于步骤310。

[0061] 随后步骤320中,通过第一和第二红外摄像头分别采集红外光源照射下的被测对象的静脉血管图像。

[0062] 随后步骤330中,将第一和第二摄像头采集的图像进行图像拼接。

[0063] 随后步骤340中,基于摄像头与被测对象的距离和投影视角对拼接后的图像进行剪裁与缩放;

[0064] 随后步骤350中,将处理后的静脉血管图像投影在被测对象表面。

[0065] 最后,该方法300结束于步骤360。

[0066] 图6示出了本发明另一具体实施例的基于双目摄像的静脉定位方法400的流程图。如图6所述,该方法400开始于步骤401。

[0067] 随后步骤402中,通过第一和第二红外摄像头分别采集红外光源照射下的被测对象的静脉血管图像。

[0068] 随后步骤403中,对第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像分别进行图像预处理。预处理包括例如图像降噪、亮度调节、对比度调节、Gamma矫正等操作。

[0069] 随后步骤404中,基于图像预处理反馈的信息调节红外光源,以便第一和第二红外摄像头采集到的红外静脉血管图像质量更高。

[0070] 随后步骤405中,将第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行图像拼接。例如,可以采用已知的SIFT算法对第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像进行拼接。

[0071] 随后步骤406中,计算第一和第二红外摄像头采集的静脉血管图像的视差以及摄像头与被测对象的距离。有关视差以及距离计算的具体实现过程,可以参见前面结合图4给出的描述。

[0072] 随后步骤407中,基于摄像头与被测对象的距离和投影视角对拼接后的静脉血管图像进行剪裁与缩放。具体实现,可以参见前面结合图4给出的描述。

[0073] 随后步骤408中,对剪裁与缩放后的静脉血管图像进行增强处理,例如模板滤波、同态滤波、直方图均衡化等增强处理。

[0074] 随后步骤409中,对增强处理后的静脉血管图像进行伪彩色处理,将其变换为彩色图像。

[0075] 随后步骤410中,通过投影仪在被测对象表面投出处理后的静脉血管图像。

[0076] 最后,该方法400结束于步骤411。

[0077] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

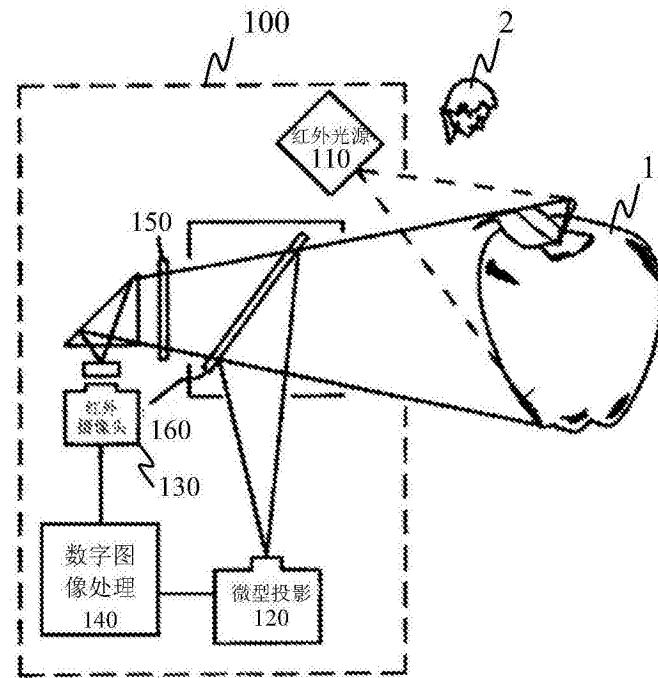


图1

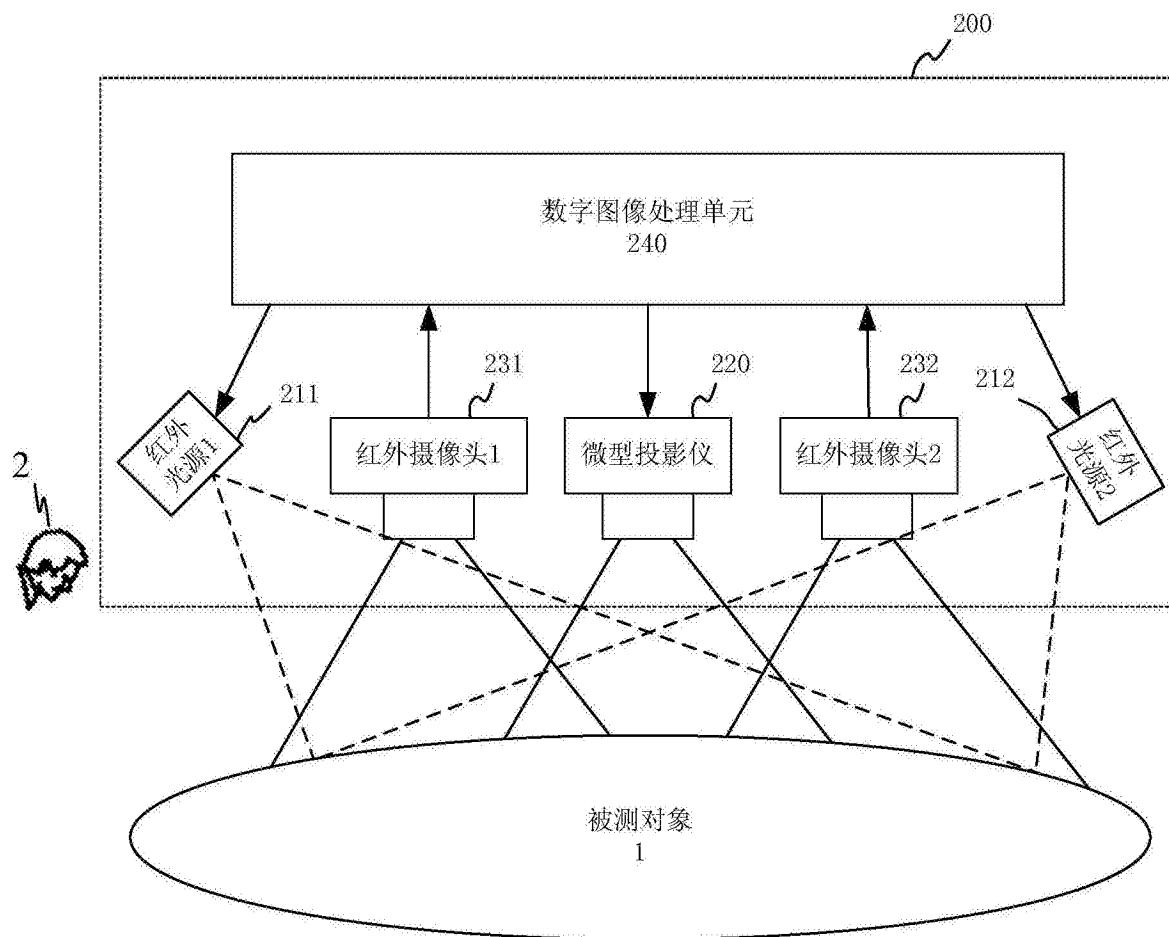


图2

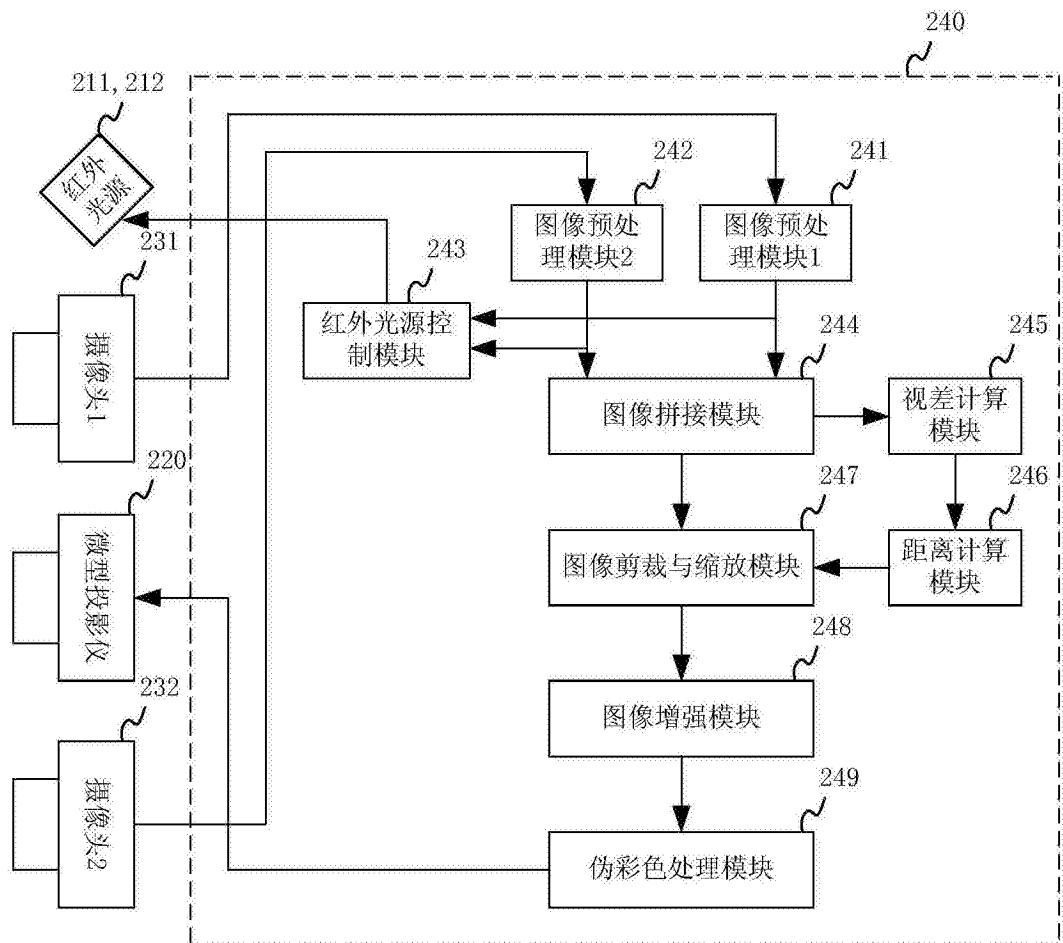


图3

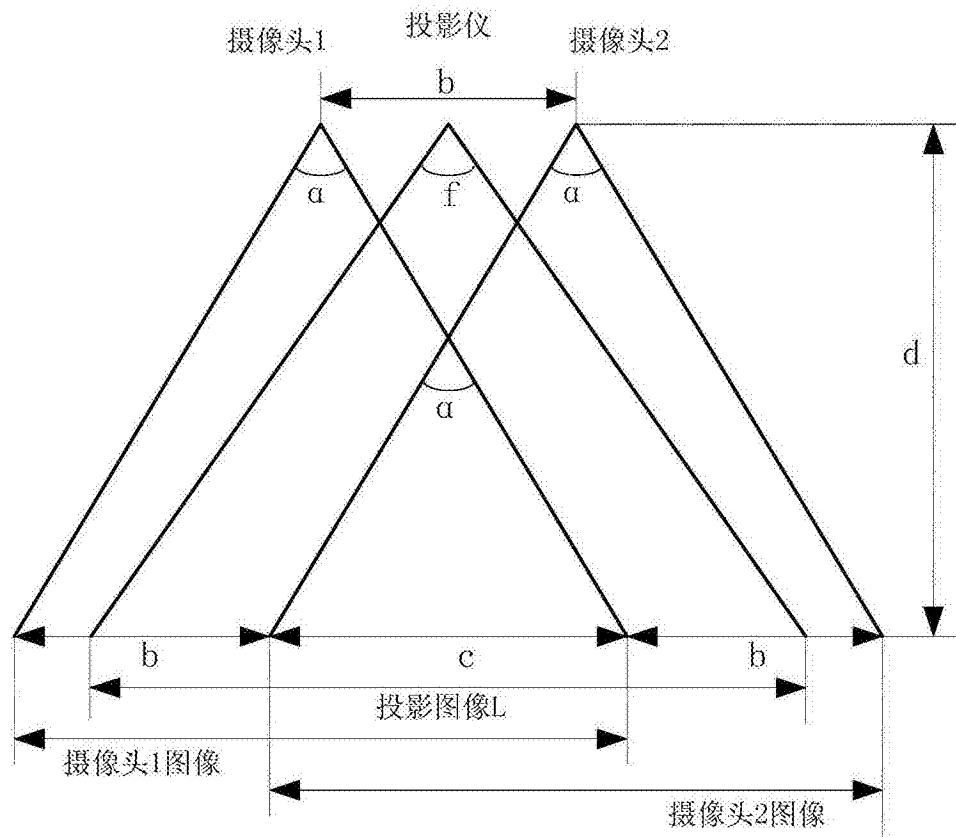


图4

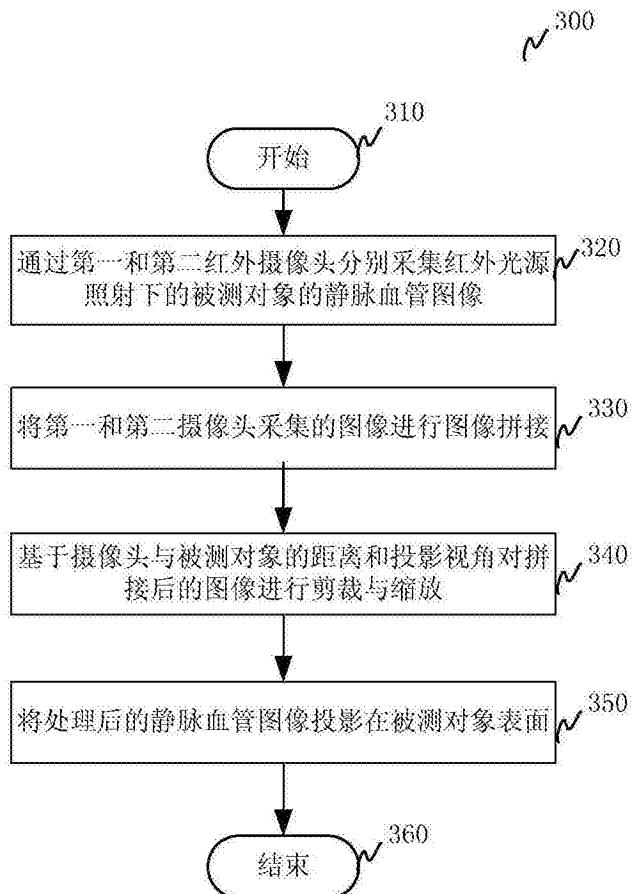


图5

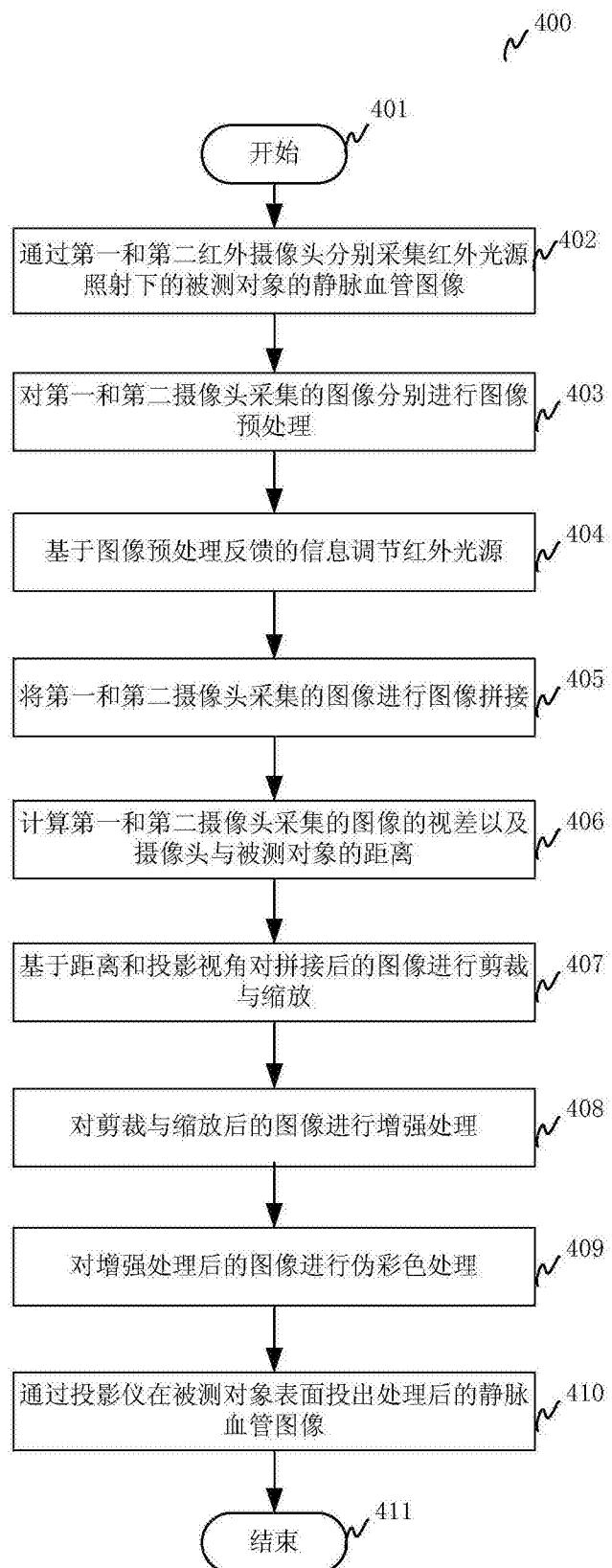


图6