



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101612029 B

(45) 授权公告日 2013. 06. 12

(21) 申请号 200910150576. 5

(22) 申请日 2009. 06. 26

(30) 优先权数据

2008-166707 2008. 06. 26 JP

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 高桥辽

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 朱进桂

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

A61B 1/313 (2006. 01)

A61B 1/303 (2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1813185 A1, 2007. 08. 01, 说明书第

[0004]、[0006]、[0010]-[0014]、[0168]-[0171]、
[0175]、[0400]、[0422]-[0429] 段,附图 1、8.

US 2004/0207625 A1, 2004. 10. 21, 说明书摘
要,说明书第 [0016]-[0018]、[0020]-[0026] 段,
附图 1.

CN 101152073 A, 2008. 04. 02, 全文 .

CN 1947651 A, 2007. 04. 18, 全文 .

CN 1833602 A, 2006. 09. 20, 全文 .

CN 1827034 A, 2006. 09. 06, 全文 .

审查员 何琛

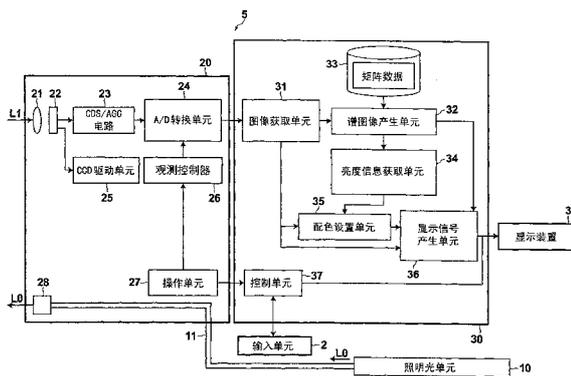
权利要求书1页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

图像获取方法和装置

(57) 摘要

本发明提供了一种图像获取装置,该图像获取装置通过利用照明光对观察目标进行照射并且在成像器件(22)处接收从观察目标反射的反射光,来对观察目标进行成像以获取普通图像。此外,该装置通过对从成像器件(22)输出的图像信号执行谱图像处理来产生预定波长的谱估计图像信号。谱图像处理单元(32)基于从成像器件(22)输出的图像信号,产生与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号。此外,亮度信息获取单元(34)获取与已经以预定时间间隔产生的、用于获取亮度信息的每一谱估计图像信号有关的亮度信息,并且获取亮度信息的变化率。



1. 一种图像获取方法,包括以下步骤:

通过利用照明光来照射观察目标以及在成像器件处接收从观察目标反射的反射光,来对观察目标进行成像以获取观察目标的普通图像;以及

通过对从成像器件输出的图像信号执行使用谱估计矩阵数据的谱图像处理来产生谱估计图像信号,其中,基于从成像器件输出的图像信号,来产生与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号,并且,获取与已经以预定时间间隔产生的、用于获取亮度信息的每一谱估计图像信号有关的亮度信息,并获取亮度信息的变化率,所述方法还包括:

基于所获取的亮度信息的变化率,针对基于从成像器件输出的普通图像的图像信号的每一像素或所产生的谱估计图像信号的每一像素来设置颜色;以及

在设置了颜色之后基于图像信号来显示普通图像,或者在设置了颜色之后基于谱估计图像信号来显示谱估计图像。

2. 一种图像获取装置,包括:

照明光照射单元,利用照明光对观察目标进行照射;

成像器件,通过接收从利用照明光照射的观察目标反射的反射光,对观察目标进行成像来获取观察目标的普通图像;以及

谱图像处理单元,通过对从成像器件输出的图像信号执行使用谱估计矩阵数据的谱图像处理来产生预定波长的谱估计图像信号,其中,谱图像处理单元基于从成像器件输出的图像信号,来产生与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号,所述装置还包括:

亮度信息获取单元,获取与已经以在预定时间间隔产生的、用于获取亮度信息的每一谱估计图像信号有关的亮度信息,并且获取亮度信息的变化率,所述装置还包括:

配色设置单元,基于由亮度信息获取单元获取的亮度信息的变化率,针对基于从成像器件输出的普通图像的图像信号的每一像素或由谱图像处理单元产生的谱估计图像信号的每一像素来设置颜色;以及

显示单元,在配色设置单元设置了颜色之后基于图像信号来显示普通图像,或者在配色设置单元设置了颜色之后基于谱估计图像信号来显示谱估计图像。

3. 如权利要求2所述的图像获取装置,其中,将成像器件设置在被插入对象体腔内的观测单元中,并且,谱图像处理单元基于从成像器件输出的图像信号,产生波长不同于与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取移动信息的谱估计图像信号,所述装置还可以包括:

移动信息获取单元,基于已经以预定时间间隔产生的、用于获取移动信息的谱估计图像信号之间的差值,来获取与成像器件在观察目标上的成像范围有关的移动信息;以及

校正单元,基于由移动信息获取单元获取的移动信息,来校正与用于获取亮度信息的谱估计图像信号的每一像素的亮度信息有关的位置信息。

4. 如权利要求2所述的图像获取装置,其中,与药剂相关的特定波长是药剂的吸收波长或药剂的荧光波长。

图像获取方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过向观察目标给予药剂来对观察目标成像的图像获取方法和装置。具体地,本发明涉及一种图像获取方法和装置,用于对观察目标成像,以观察观察目标的图像的时间变化。

背景技术

[0002] 传统上,能够观察病人体腔中组织的内窥镜装置是公知的。此外,通过对由白光照明的观察目标进行成像来获取观察目标的普通图像以及在监视器上显示该普通图像的电子内窥镜广泛地使用在医疗领域(例如,请参照日本未审专利公开 No. 2003-126014)。

[0003] 例如,在这样的内窥镜装置中,将吸收特定波长的光的染料(如 ICG(吲哚青绿))喷洒或注入作为观察目标的活跃组织中。此外,在一些情况下,按时序观察吸收特征的改变,来观察该组织的特性,如组织的形状和纹理。该方法通常用于观察淋巴到病人的前哨淋巴结的流动。

[0004] 然而,通过给予上述药剂,观察目标的吸收特征、荧光特征等的时间变化是微小的。因此,仅基于成像器件获取的图像信号通过宏观观察所显示的普通图像,很难识别时间变化。因此,对观察目标的诊断的精度变得更低。

发明内容

[0005] 鉴于上述情况,本发明的目的是提供一种图像获取方法和装置,该图像获取方法和装置获取图像,使得通过向观察目标给予药剂来精确识别吸收特征、荧光特征等的时间变化。

[0006] 本发明的图像获取方法是包括以下步骤的图像获取方法:

[0007] 通过利用照明光来照射观察目标以及在成像器件处接收从观察目标反射的反射光,来对观察目标进行成像以获取观察目标的普通图像;以及

[0008] 通过对从成像器件输出的图像信号执行谱图像处理来产生谱估计图像信号,其中,基于从成像器件输出的图像信号,来产生与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号,并且,获取与已经以预定时间间隔产生的、用于获取亮度信息的每一谱估计图像信号有关的亮度信息,并获取亮度信息的变化率。

[0009] 本发明的图像获取装置是包括以下组件的图像获取装置:

[0010] 照明光照射单元,利用照明光对观察目标进行照射;

[0011] 成像器件,通过接收从利用照明光照射的观察目标反射的反射光,对观察目标进行成像来获取观察目标的普通图像;以及

[0012] 谱图像处理单元,通过对从成像器件输出的图像信号执行谱图像处理来产生预定波长的谱估计图像信号,其中,谱图像处理单元基于从成像器件输出的图像信号,来产生与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取亮度信息的谱估

计图像信号,所述装置还包括:

[0013] 亮度信息获取单元,获取与已经以预定时间间隔产生的、用于获取亮度信息的每一谱估计图像信号有关的亮度信息,并且获取亮度信息的变化率。

[0014] 此外,本发明的图像获取装置还可以包括:

[0015] 配色设置单元,基于由亮度信息获取单元获取的亮度信息的变化率,针对基于从成像器件输出的普通图像的图像信号的每一像素或由谱图像处理单元产生的谱估计图像信号的每一像素来设置颜色;以及

[0016] 显示单元,在配色设置单元设置了颜色之后基于图像信号来显示普通图像,或者在配色设置单元设置了颜色之后基于谱估计图像信号来显示谱估计图像。

[0017] 此外,可以将成像器件设置在被插入对象体腔内的观测单元中,并且,谱图像处理单元可以基于从成像器件输出的图像信号,产生波长不同于与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取移动信息的谱估计图像信号。此外,所述装置还可以包括:

[0018] 移动信息获取单元,基于已经以预定时间间隔产生的、用于获取移动信息的谱估计图像信号之间的差值,来获取与成像器件在观察目标上的成像范围有关的移动信息;以及

[0019] 校正单元,基于由移动获取单元获取的移动信息,来校正与用于获取亮度信息的谱估计图像信号的每一像素的亮度信息有关的位置信息。

[0020] 此外,作为与药剂相关的特定波长,可以使用药剂的吸收波长或药剂的荧光波长。

[0021] 根据本发明的图像获取方法和装置,基于从成像器件输出的图像信号,产生与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号,并与已经以预定时间间隔的产生的、用于获取亮度信息的每一谱估计图像信号有关的亮度信息,以及获取亮度信息的变化率。因此,例如,当基于亮度信号的变化率来将颜色分配至从成像器件输出图像信号以及基于图像信号来显示图像时,可以更精确地识别药剂的吸收特征和荧光特征的时间变化。因此,诊断精度(技术)得到提高。此外,当精确地识别出时间变化时,可以对给予病人的药剂剂量进行优化。因此,本发明有利于病人的QOL(生命质量)。

[0022] 此外,本发明的图像获取装置中,可以基于从成像器件输出的图像信号,来产生波长不同于与被给予观察目标的药剂相关的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取移动信息的谱估计图像信号,并且可以基于已经以预定时间间隔产生的、用于获取移动信息的谱估计图像信号之间的差值,来获取与成像器件在观察目标上的成像范围有关的移动信息,并且可以基于所获取的移动信息,来校正与用于获取亮度信息的谱估计图像信号的每一像素的亮度信息有关的位置信息。在这种情况下,例如,当将本发明的图像获取装置应用于内窥镜装置时,即使观测单元的前端摆动或摇动,或者作为活体的观察目标发生移动,并且成像范围发生移动,也可以校正用于获取亮度信息的每一谱估计图像信号的像素之间的位置关系。因此,能够以适当的方式获取亮度信息的变化率。

附图说明

[0023] 图1是示出了使用本发明的图像获取装置的第一实施例的内窥镜系统的配置的

示意框图；

[0024] 图 2 是用于阐释图 1 中所示内窥镜系统的动作的流程图；

[0025] 图 3 是用于阐释图 1 中所示内窥镜系统的动作的流程图；

[0026] 图 4 是示出了通过图 1 所示的内窥镜系统以时序观察的成像模式进行成像而获取的淋巴结的示意图；以及

[0027] 图 5 是示出了使用本发明的图像获取装置的第二实施例的内窥镜系统的配置的示意框图。

具体实施方式

[0028] 在下文中,将参照附图详细描述使用根据本发明的图像获取装置的第一实施例的内窥镜系统。图 1 是示出了使用本发明的第一实施例的内窥镜系统 1 的配置的示意框图。

[0029] 如图 1 所示,内窥镜系统 1 包括观测单元 20、处理器单元 30 和照明光单元 10。将观测单元 20 插入病人(要进行检查的对象或人)的体腔来观察观察目标(要进行观察的观察对象或区域)。观测单元 20 可分离地连接至处理器单元 30。此外,观测单元 20 以光学方式可分离地连接至照明光单元 10。照明光单元 10 封装了输出照明光 L0 的氙气灯。处理器单元 30 和照明光单元 10 可以被构造为统一整体或分离个体。

[0030] 照明光单元 10 输出来自氙气灯的照明光 L0 来进行普通观察。照明光单元 10 以光学方式连接至观测单元 20 的光导 11,并且照明光 L0 从光导 11 的一端进入光导 11。

[0031] 观测单元 20 包括图像形成光学系统 21、成像器件 22、CDS/AGC(相关双采样/自动增益控制)电路 23、A/D(模拟至数字)转换单元 24、和 CCD(电荷耦合器件)驱动单元 25,每一元件都由观测控制器 26 进行控制。成像器件 22 是例如 CCD、CMOS(互补金属氧化物半导体)等。成像器件 22 对通过图像形成光学系统 21 在成像器件 22 上形成的观察目标的图像进行光电转换,来获取图像信息。作为成像器件 22,可以使用在其成像表面上具有 Mg(洋红)、Ye(黄)、Cy(青)色滤色器的互补色型成像器件或在其成像表面上具有 RGB 色滤色器的原色型成像器件。在本实施例的描述中,使用原色型成像器件。成像器件 22 的操作由 CCD 驱动单元 25 进行控制。当成像器件 22 获取图像信号时,CDS/AGC(相关双采样/自动增益控制)电路 23 对所获取的图像信号进行采样,并且放大采样图像信号。此外,A/D 转换单元 24 对从 CDS/AGC 电路 23 输出的图像信号进行 A/D 转换,并在 A/D 转换之后向处理器单元 30 输出图像信号。

[0032] 此外,观测单元 20 包括连接至观测控制器 26 的操作单元 27。操作单元 27 可以设置各种类型的操作,如观察模式的切换。

[0033] 此外,在观测单元 20 的前端提供照明窗 28,照明窗 28 面向光导 11 的一端,另一端连接至照明光单元 10。

[0034] 处理器单元 30 包括图像获取单元 31、谱图像产生单元 32、存储单元 33、亮度信息获取单元 34、配色设置单元 35、显示信号产生单元 36、和控制单元 37。图像获取单元 31 获取基于由观测单元 20 获取的普通图像而产生的 R、G 和 B 三种颜色的彩色图像信号。观测单元 20 通过利用照明光 L0 对观察目标进行照射来获取(成像)普通图像。谱图像产生单元 32 对由图像获取单元 31 获取的彩色图像信号执行谱图像处理,以产生预定波长的谱估计图像信号。存储单元 33 存储谱估计矩阵数据,谱图像产生单元 32 对谱估计矩阵数据执

行谱图像处理。亮度信息获取单元 34 以预定时间间隔获取由谱图像产生单元 32 产生的特定波长的谱估计图像信号（用于获取亮度信息的谱估计图像信号），并且获取关于谱估计图像信号的亮度信息的变化率。配色设置单元 35，基于由亮度信息获取单元 34 获取的关于每一像素的亮度信息的变化率，设置由图像获取单元 31 获取的彩色图像信号的每一像素的配色。在配色设置单元 35 设置（分配）颜色之后，显示信号产生单元 36 通过对彩色图像信号进行各种处理来产生用于显示的图像信号。控制单元 37 控制整个处理器单元 30。稍后将详细描述每一元件的操作。

[0035] 此外，输入单元 2 连接至处理器单元 30。输入单元 2 接收操作者的输入。输入单元 2 能够以类似于观测单元 20 的操作单元 27 的方式来设置观察模式。此外，输入单元 2 接收操作输入，如改变谱估计图像的波长、改变成像（摄影）时间间隔等（这些将在以后进行描述）。

[0036] 显示装置 3 包括液晶显示装置、CRT（阴极射线管）等。显示装置 3 基于从处理器单元 30 输出的用于显示的图像信号来显示普通图像、谱估计图像等。以后将详细描述显示装置 3 的动作。

[0037] 接着，将参照图 2 和 3 所示的流程图对本实施例的内窥镜系统的操作进行描述。首先，将描述普通观察模式下的操作。在普通观察模式下，基于利用照明光 L0 照射观察目标而获取的彩色图像信号来显示普通图像。

[0038] 首先，操作者在观测单元 20 的操作单元 27 或输入单元 2 处设置（选择）普通观察模式（步骤 S10）。当设置普通观察模式时，照明光 L0 从照明光单元 10 输出。照明光 L0 通过光导 11 传输并通过照明窗 28 输出以照射观察目标。此外，从被照明光 L0 照射到的观察目标反射反射光 L1，并且反射光 L1 进入观测单元 20 的图像形成光学系统 21。图像形成光学系统 21 在成像器件 22 的成像表面上形成普通图像。此外，CCD 驱动单元 25 驱动成像器件 22 来对观察目标的普通图像进行成像。相应地，获取代表普通图像的彩色图像信号（步骤 S12）。在 CDS/AGC 电路 23 对彩色图像信号进行相关双采样和通过对彩色图像信号进行自动增益控制处理进行放大之后，A/D 转换单元 24 对已执行了采样和放大的图像信号执行 A/D 转换，来将模拟信号转换成数字信号。将数字信号输入至处理器单元 30。

[0039] 处理器单元 30 的图像获取单元 31 获取从观测单元 20 输出的彩色图像信号。向显示信号产生单元 36 输出彩色图像信号。显示信号产生单元 36 对彩色图像信号执行各种信号处理，并且产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 组成的 Y/C 信号。此外，对于 Y/C 信号执行诸如 I/P 转换和噪声消除等各种信号处理来产生用于显示的图像信号，并向显示装置 3 输出用于显示的图像信号。此外，显示装置 3 基于接收到的用于显示的图像信号来显示普通图像（步骤 S14）。

[0040] 一旦如上所述显示普通图像之后，控制单元 37 变为等待状态，等待时序观察成像模式的指令（步骤 S16）。当操作者输入时序观察成像模式的指令时，将模式切换至时序观察成像模式（步骤 S18）。当将模式切换至时序观察成像模式时，控制单元 37 使显示装置 3 显示询问是否应当改变用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长的消息（步骤 S20），其中，谱估计图像信号的波长用于计算将随后进行描述的亮度信息。当操作者看到消息时，他/她使用输入单元 2 来选择手动还是自动选择用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长。

[0041] 当操作者选择手动设置用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长时,操作者在输入单元 2 处输入期望的波长,作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长。此外,将已在输入单元 2 处接收到的用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长输出至谱图像产生单元 32(步骤 S22)。

[0042] 相反,当操作者选择自动设置用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长时,可以例如读取预先存储在控制单元 37 中的、用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长。此外,向谱图像产生单元 32 输出用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长(步骤 S24)。

[0043] 接着,控制单元 37 使显示装置 3 显示询问是否应当改变获得用于获取(以后将描述的)亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔(步骤 S26)。当操作者观看消息时,他/她使用输入单元 2 来选择手动还是自动设置获得用于获取亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔。

[0044] 当操作者选择手动设置获得用于获取亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔时,操作者在输入单元 2 处输入期望的时间间隔,作为获得用于获取亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔。此外,向谱图像产生单元 32 输出已在输入单元 2 处接收到的获得用于获取亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔(步骤 S28)。

[0045] 相反,当操作者选择自动设置获得用于获取亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔时,可以例如读取预先存储在控制单元 37 中的获得用于获取亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔。此外,向谱图像产生单元 32 输出获得用于获取亮度信息的谱估计图像信号的成像时间间隔(步骤 S30)。

[0046] 如上所述设置用于获取亮度信息的谱估计图像信号的波长和成像时间间隔之后,开始针对时序观察进行成像(步骤 S32)。

[0047] 首先,通过以类似于上述普通观察模式下的操作的方式,利用照明光 L0 照明进行成像来获取普通图像(步骤 S34)。

[0048] 首先,向谱图像产生单元 32 输出由处理器单元 30 的图像获取单元 31 获取的彩色图像信号。此外,谱图像产生单元 32 产生具有预定波长的、用于获取亮度信息的谱估计图像信号。如上所述,预先设置预定的波长(步骤 S36)。具体地,首先,基于接收到的彩色图像信号来计算估计的反射谱数据(q1 到 q121)。通过对每一像素的彩色图像信号 R、G 和 B 执行由以下公式(1)代表的矩阵运算来计算估计的反射谱数据。使用存储在存储单元 33 中的 3×121 矩阵(包括谱估计矩阵数据的所有参数)来执行矩阵运算。相应地,计算估计的反射谱数据(q1 至 q121)。

[0049] [公式(1)]

$$[0050] \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{121} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{121r} & k_{121g} & k_{121b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

[0051] 这里,如上所述,谱估计矩阵数据作为表格预先存储在存储单元 33 中。此外,在日本未审专利公开 No. 2003-0933336、日本未审专利公开 No. 2007-202621 等中详细公开了谱估计矩阵数据。例如,在本实施例中,如表 1 所示的谱估计矩阵存储在存储单元 33 中:

[0052] [表 1]

[0053]

参数	k_{pr}	k_{pg}	k_{pb}
p1	k_{1r}	k_{1g}	k_{1b}
•	•	•	•
•	•	•	•
•	•	•	•
p18	k_{18r}	k_{18g}	k_{18b}
p19	k_{19r}	k_{19g}	k_{19b}
p20	k_{20r}	k_{20g}	k_{20b}
p21	k_{21r}	k_{21g}	k_{21b}
p22	k_{22r}	k_{22g}	k_{22b}
p23	k_{23r}	k_{23g}	k_{23b}
•	•	•	•
•	•	•	•
•	•	•	•
p43	k_{43r}	k_{43g}	k_{43b}
p44	k_{44r}	k_{44g}	k_{44b}
p45	k_{45r}	k_{45g}	k_{45b}
p46	k_{46r}	k_{46g}	k_{46b}
p47	k_{47r}	k_{47g}	k_{47b}
p48	k_{48r}	k_{48g}	k_{48b}
p49	k_{49r}	k_{49g}	k_{49b}
p50	k_{50r}	k_{50g}	k_{50b}
p51	k_{51r}	k_{51g}	k_{51b}
p52	k_{52r}	k_{52g}	k_{52b}

•	•	•	•
•	•	•	•
•	•	•	•
p121	k _{121r}	k _{121g}	k _{121b}

[0054] 表 1 中的谱估计矩阵数据包括例如通过以 5nm 为间隔划分 400nm 至 1000nm 的波长带而设置的 121 个波长带参数 (系数集) p1 至 p121。p1 至 p121 中的每一个参数包括用于矩阵运算的系数 k_{pr}、k_{pg} 和 k_{pb} (p = 1 至 121)。

[0055] 基于估计的反射谱数据来产生预定波长的、用于获取亮度信息的谱估计图像信号 (步骤 S36)。在本实施例中,产生波长为 805nm 的、用于获取亮度信息的谱估计图像信号。该波长是将随后被给予观察目标的 ICG (吡啶青绿) 药剂或染料的最大吸收波长。当给予观察目标的药剂是 ICG 时,波长不必一定为 805nm。可以将波长设置为从 780nm 至 805nm (包括 780nm 和 805nm) 范围内的预定波长。

[0056] 具体地,从所估计的反射谱数据 (q1 至 q121) 获取上述波长的所估计的反射谱数据 q82,作为用于获取亮度信息的谱估计图像的 R 分量、G 分量和 B 分量。

[0057] 向亮度信息获取单元 34 输出用于获取亮度信息的谱估计图像信号。此外,亮度信息获取单元 34 对波长为 805nm 的、用于获取亮度信息的谱估计图像信号的 R 分量、G 分量和 B 分量执行 XYZ 转换。此外,基于 XYZ 转换而获取的 Y 值来针对每一像素计算值 L* (步骤 S38)。

[0058] 亮度信息获取单元 34 使用针对每一像素计算的值 L* 作为基本亮度信息的值 1*, 并且以与每一像素的位置信息 (x, y) 相对应的方式存储值 1* (步骤 S40)。

[0059] 此时,向观察目标给予药剂。在本实施例中,向观察目标给予 ICG。

[0060] 向观察目标给予药物之后,以类似于上述普通观察模式下的操作的方式,以预定帧率再次执行对普通图像的成像 (步骤 S42)。

[0061] 向谱图像产生单元 32 和配色设置单元 35 依次输出以该帧率获取的彩色图像信号。

[0062] 谱图像产生单元 32 根据被依次输入至谱图像产生单元 32 的彩色图像信号来获取彩色图像信号。谱图像产生单元 32 在已在步骤 S28 至 S30 中设置的成像的间隔时刻获取彩色图像信号 (步骤 S44)。例如,成像的时间间隔为几十秒以及几分钟。

[0063] 此外,对在步骤 S44 中获取的彩色图像信号执行类似于步骤 S36 的处理,来产生用于获取亮度信息的谱估计图像信号 (步骤 S46)。此外,向亮度信息获取单元 34 输出用于获取亮度信息的谱估计图像信号。此外,以类似于步骤 S38 的方式来计算每一像素的值 L* (步骤 S48)。

[0064] 接着,亮度信息获取单元 34 读出已预先存储的、基本亮度信息的值 1* (步骤 S38)。此外,亮度信息获取单元 34 基于该值 1* 和已在步骤 S48 中计算的值 L* 来计算每一像素的变化率 L_p。使用以下公式计算变化率 L_p (步骤 S50) :

[0065] $L_p = \text{值 } L^* / \text{值 } 1^*$ 。

[0066] 将由亮度信息获取单元 34 获取的每一像素的变化率 L_p 与相应的像素的位置信息 (x, y) 一起输出至配色设置单元 35。

[0067] 配色设置单元 35 为从图像获取单元 31 输出的彩色图像信号的每一像素设置颜色。配色设置单元 35 基于接收到的每一像素的变化率 L_p 的值（量）来设置颜色，以执行加重处理（步骤 S52）。

[0068] 向显示信号产生单元 36 输出配色设置单元 35 加重处理后的彩色图像信号。显示信号产生单元 36 对加重处理后的彩色图像信号执行各种图像处理，并产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 组成的 Y/C 信号。此外，对 Y/C 信号执行诸如 I/P 转换和噪声消除等各种信号处理来产生用于显示的图像信号。向显示装置 3 输出用于显示的图像信号。显示装置 3 基于接收到的用于显示的图像信号来显示加重处理后的普通图像。

[0069] 重复步骤 42 至 S52 中的处理，直到操作者在输入单元 2 处输入针对时序观察的结束成像的指令。因此，依次更新和显示加重处理后的普通图像（步骤 S54）。

[0070] 此外，当操作者再次在观测单元 20 的操作单元 27 或输入单元 2 处设置普通观察模式时，操作返回至上述普通观察模式（步骤 S56）。

[0071] 图 4 是示出了使用本发明的第一实施例的内窥镜系统，通过在针对时序观察的成像模式下对淋巴结进行成像获取的淋巴结图像的示意图。在图 4 中，按照从顶部至底部的次序获取图像。在图 4 中所示的每一幅图像中，淋巴依次从部分 d_1 流到部分 d_2 ，并还从部分 d_2 流到部分 d_3 。

[0072] 在图 4 上部的图像中，ICG 到达部分 d_1 ，并且部分 d_1 中的亮度信号的变化率增加。因此如图 4 所示，部分 d_1 的颜色是黑色的（深色的、浓的、强烈的等）。在图 4 中部的图像中，ICG 从部分 d_1 到达部分 d_2 ，并且 d_2 部分中的亮度信号的变化率增加。因此，部分 d_2 的颜色是黑色的。同时，由于部分 d_1 中的亮度信息的变化率小于部分 d_2 中的亮度信息变化率，如图 4 所示，部分 d_1 的颜色比部分 d_2 的颜色浅。此外，在图 4 底部的图像中，ICG 到达部分 d_3 ，并且 d_3 部分中的亮度信号的变化率增加。因此，部分 d_3 的颜色是黑色的。同时，由于部分 d_2 中的亮度信息的变化率小于部分 d_3 中的亮度信息变化率，部分 d_2 的颜色比部分 d_3 的颜色浅。此外，由于部分 d_1 中的亮度信息的变化率小于部分 d_2 中的亮度信息变化率，如图 4 所示，部分 d_1 的颜色比部分 d_2 的颜色更浅。

[0073] 在第一实施例的内窥镜系统中，基于亮度信息的变化率来对普通图像执行加重处理。可选地，可以配置内窥镜系统，使得可以执行切换至谱估计图像观察模式下的操作。当以这样的方式配置内窥镜系统时，在谱图像产生单元 32 中可以产生预定波长的谱估计图像，并且可以基于亮度信息的变化率来对谱估计图像执行加重处理。此外，可以显示加重处理后的图像。

[0074] 在谱估计图像观察模式下，从照明光 L_0 照射步骤到彩色图像信号获取步骤类似于普通观察模式下的步骤。

[0075] 此外，向谱图像产生单元 32 输出图像获取单元 31 获取的彩色图像信号。

[0076] 在谱图像产生单元 32 中，基于接收到的彩色图像信号来计算估计的反射谱数据。用于计算估计的反射谱数据的方法类似于上述用于针对时序观察的成像模式的方法。

[0077] 在计算估计的反射谱数据之后，例如，通过输入单元 2 处的操作来选择三个波长带 λ_1 、 λ_2 和 λ_3 。相应地，获取与所选波长带相对应的估计的反射谱数据。

[0078] 例如，当选择波长 500nm、620nm 和 650nm 作为三个波长带 λ_1 、 λ_2 和 λ_3 时，使用表 1 中与这些波长相对应的参数 p_{21} 、 p_{45} 和 p_{51} 的系数，来计算估计的反射谱数据 q_{21} ，

q45 和 q51。

[0079] 此外,将适当的增益和 / 或偏移应用于所获取的估计反射谱数据 p21, p45 和 p51 中的每一个,以计算伪彩色谱估计数据 s21、s45 和 s51。这些伪彩色谱估计数据 s21、s45 和 s51 分别被用作谱估计图像的 R 分量的图像信号 R'、谱估计图像的 G 分量的图像信号 G'、和谱估计图像的 B 分量的图像信号 B'。将这些谱估计图像信号 R'、G' 和 B' 输入至配色设置单元 35。

[0080] 配色设置单元 35 基于从亮度信息获取单元 34 输出的、每一像素的变化率 L_p 的值(量),通过为谱估计图像信号的每一像素设置颜色来执行加重处理。

[0081] 此外,向显示信号产生单元 36 输出在配色设置单元 35 处经加重处理后的谱估计图像信号。显示信号产生单元 36 对加重处理后的谱估计图像信号执行各种信号处理,并且产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 构成的 Y/C 信号。此外,对 Y/C 信号执行诸如 I/P 转换和噪声消除等各种信号处理来产生用于显示的图像信号。向显示装置 3 输出用于显示的图像信号,并且显示装置 3 基于接收到的用于显示的图像信号来显示加重处理后的谱估计图像。

[0082] 在上述说明书中,选择波长 500nm、620nm 和 650nm 作为三个波长带 λ_1 、 λ_2 和 λ_3 。将波长带的这种组合存储在存储单元 33 中。存储要进行观察的每一区域(如血管和活体组织)的波长带的组合。因此,使用与该区域匹配的波长带的组合来产生每一区域的谱估计图像。具体地,例如,波长 λ_1 、 λ_2 和 λ_3 的集合是 8 个波长带的组合,即,标准集合 a、血管 B1 集合 b、血管 B2 集合 c、组织 E1 集合 d、组织 E2 集合 e、血色素集合 f、血 - 胡萝卜素集合 g 和血 - 细胞质集合 h 等。标准集合包括 400nm、500nm 和 600nm 波长,血管 B1 集合 b 包括 470nm、500nm 和 670nm 波长以提取血管。血管 B2 集合 c 包括 475nm、510nm 和 685nm 波长以提取血管。组织 E1 集合 d 包括 440nm、480nm 和 520nm 波长以提取特定组织。组织 E2 集合 e 包括 480nm、510nm 和 580nm 波长以提取特定组织。血色素集合 f 包括 400nm、430nm 和 475nm 波长以提取氧基血红素和脱氧血红蛋白之间的差别。血 - 胡萝卜素集合 g 包括 415nm、450nm 和 500nm 波长以提取血液和胡萝卜素之间的差别。血 - 细胞质集合 h 包括 420nm、550nm 和 600nm 波长以提取血液和细胞质之间的差别。

[0083] 在本发明的第一实施例的内窥镜系统中,由于给予观察目标的 ICG 药剂的吸收波长在从 780nm 至 805nm(包括 780nm 和 805nm) 的范围内,获取 805nm 波长的谱估计图像信号作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号。然而,波长不必是 805nm。用作照明光光源的氙气灯输出白光,并且白光包括 700nm 波长,700nm 波长是 ICG 的激发光的波长。当波长为 700nm 的激发光激发 ICG 时,ICG 输出在 830nm 附近具有一个峰值的荧光。因此,可以获取 830nm 波长的谱估计图像信号作为用于获取亮度信息的谱估计图像信号。

[0084] 此外,当不包括激发光的波长带的光源被用作照明光光源时,可以单独提供激发光光源。

[0085] 接着,将详细描述使用本发明的图像获取装置的第二实施例的内窥镜系统。图 5 是示出了使用本发明第二实施例的内窥镜系统 5 的配置的示意图。在使用本发明第二实施例的内窥镜系统 5 中,除了使用本发明第一实施例的内窥镜系统的功能以外,还考虑了针对时序观察的成像模式下观测单元 20 前端的摆动或摇动以及观察目标的移动。具体地,在针对时序观察的成像模式下,以预定时间间隔对观察目标进行成像,并且观察观察目标的时间变化。因此,观测单元 20 的前端可以在成像操作时摆动或摇动。此外,作为活体的观

察目标可以在成像期间移动,换言之,由成像器件进行成像的成像目标上的成像区域的范围可以移动。如果成像目标上的成像范围在药剂给予前的成像和药剂给予后的成像间发生变化,当在药剂给予之前获取基本亮度信息值 1^* 时通过成像而获取的普通图像与当在药剂给予之后获取亮度信息值 L^* 时通过成像而获取的图像彼此不同。因此,不可能计算每一像素的亮度信息的精确变化率 L_p , 并且导致图像的错误显示。因此,配置使用本发明第二实施例的内窥镜系统,使得可以防止这样的错误显示。由于使用本发明第二实施例的内窥镜系统的其他结构类似于使用本发明第一实施例的内窥镜系统的结构,因此将仅描述与使用本发明第一实施例的内窥镜系统的元件不同的元件。

[0086] 如图 5 所示,内窥镜系统 5 包括移动信息获取单元 38。移动信息获取单元 38 基于由谱图像产生单元 32 产生的预定波长的谱估计图像信号,来计算观测单元 20 的成像范围内的移动量。此外,亮度信息获取单元 34 具有校正单元。校正单元基于移动信息获取单元 38 所计算的移动量来校正基本亮度信息值 1^* 的位置信息 (x, y) 。

[0087] 接着,将描述本发明的内窥镜系统的操作。将仅描述与第一实施例的内窥镜系统的操作不同的操作。

[0088] 在第二实施例的内窥镜系统中,当谱图像产生单元 32 产生用于获取亮度信息的谱估计图像来获取基本亮度信息值 1^* 时,除了 805nm 的用于获取亮度信息的谱估计图像信号以外,还产生不同于 805nm 的特定波长的谱估计图像信号,作为用于获取移动信息的谱估计图像信号。由于特定波长不同于 805nm,选择既不与给予观察目标的药剂的吸收波长相关也不与其荧光波长相关的、并涉及用作用于计算移动量的索引的血管信息或者区域的波长。例如,当药剂是 ICG 时,可以选择 415nm 附近的波长。当选择如上所述波长时,用于计算移动量的索引区域的谱估计图像在给予药剂前的图像和给予药剂后的图像之间没有变化。因此,索引区域的谱估计图像可以用作用于计算移动量的基本。此外,索引区域不限于组织的形式,如血管信息。例如,通过烧灼观察目标(活体)施加于观察目标的标记、使用染料等施加于观察目标的标记可以用作索引区域。

[0089] 此外,在第二实施例的内窥镜系统中,当谱图像产生单元 32 获取基本亮度信息值 1^* 时,也可以获取上述用于获取移动信息的谱估计图像信号。向移动信息获取单元 38 输出所获得的用于获取移动信息的谱估计图像信号。此外,移动信息获取单元 38 基于所接收的用于获取移动信息的谱估计图像信号,来确定用作用于计算移动量的基本区域的多个索引区域。移动信息获取单元 38 获取关于索引区域的位置信息作为基本位置信息 P_0 , 并且存储所获取的位置信息。

[0090] 在给予药剂之后,产生用于获取亮度信息的谱估计图像信号。当获取值 L^* 时,谱图像产生单元 32 获取用于获取移动信息的谱估计图像信号。向移动信息获取单元 38 输出用于获取移动信息的谱估计图像信号。移动信息获取单元 38 基于所接收的用于获取移动信息的谱估计图像信号,来确定如上所述的多个索引区域。此外,移动信息获取单元 38 获取索引区域的位置信息 P_1 。

[0091] 此外,基于在获取值 1^* 时获取的位置信息 P_0 和在获取值 L^* 时的位置信息 P_1 ,来计算在获取基本亮度信息值 1^* 时的成像范围和在获取值 L^* 时的成像范围之间的移动量。

[0092] 从移动信息获取单元 38 向亮度信息获取单元 34 输出该移动量。亮度信息获取单元 34 基于移动量来校正已预先存储的基本亮度信息值 1^* 中的每一像素的位置信息 (x, y) 。

例如,作为用于校正位置信息的方法,可以基于移动量来进行偏移校正。可选地,可以基于移动量来进行变形校正。

[0093] 亮度信息获取单元 34 计算每一像素的亮度信息的变化率 L_p 。基于上述校正位置信息 (x, y) 之后的基本亮度信息值 L^* 和新获取的值 L^* 来计算变化率 L_p 。

[0094] 向配色设置单元 35 输出由亮度信息单元 34 获取的每一像素的变化率 L_p 。

[0095] 此后的操作类似于第一实施例的内窥镜系统中的操作。

[0096] 在根据本发明的第一实施例和第二实施例的内窥镜系统中,将 ICG 用作药剂。然而,并非必需使用 ICG。只要药剂在特定波长下具有光吸收特征和荧光特征,就可以使用该药剂。例如可以使用 AMCA(7-氨基-4-甲基香豆素-3-乙酸 (7-amino-4-methylcoumarin-3-acetic acid) 等)。

[0097] 此外,在第一实施例和第二实施例的内窥镜系统中,基于亮度信息变化率来设置代表普通图像的图像信号或谱估计图像信号的每一像素的颜色。然而,不必已这样的方式设置颜色。例如,可以基于亮度信息变化率来产生亮度信息图像信号,并且可以在普通图像或谱估计图像上添加基于亮度信息图像信号的亮度信息图像,来显示合成图像。可选地,亮度信息图像可以被显示为与普通图像和谱估计图像分离的图像。

[0098] 在上述说明书中,描述了将本发明的图像获取装置的实施例应用于内窥镜系统的情况。然而,本发明的图像获取装置的应用不限于内窥镜系统。本发明的成像获取装置可以应用于腹腔镜、阴道镜等。

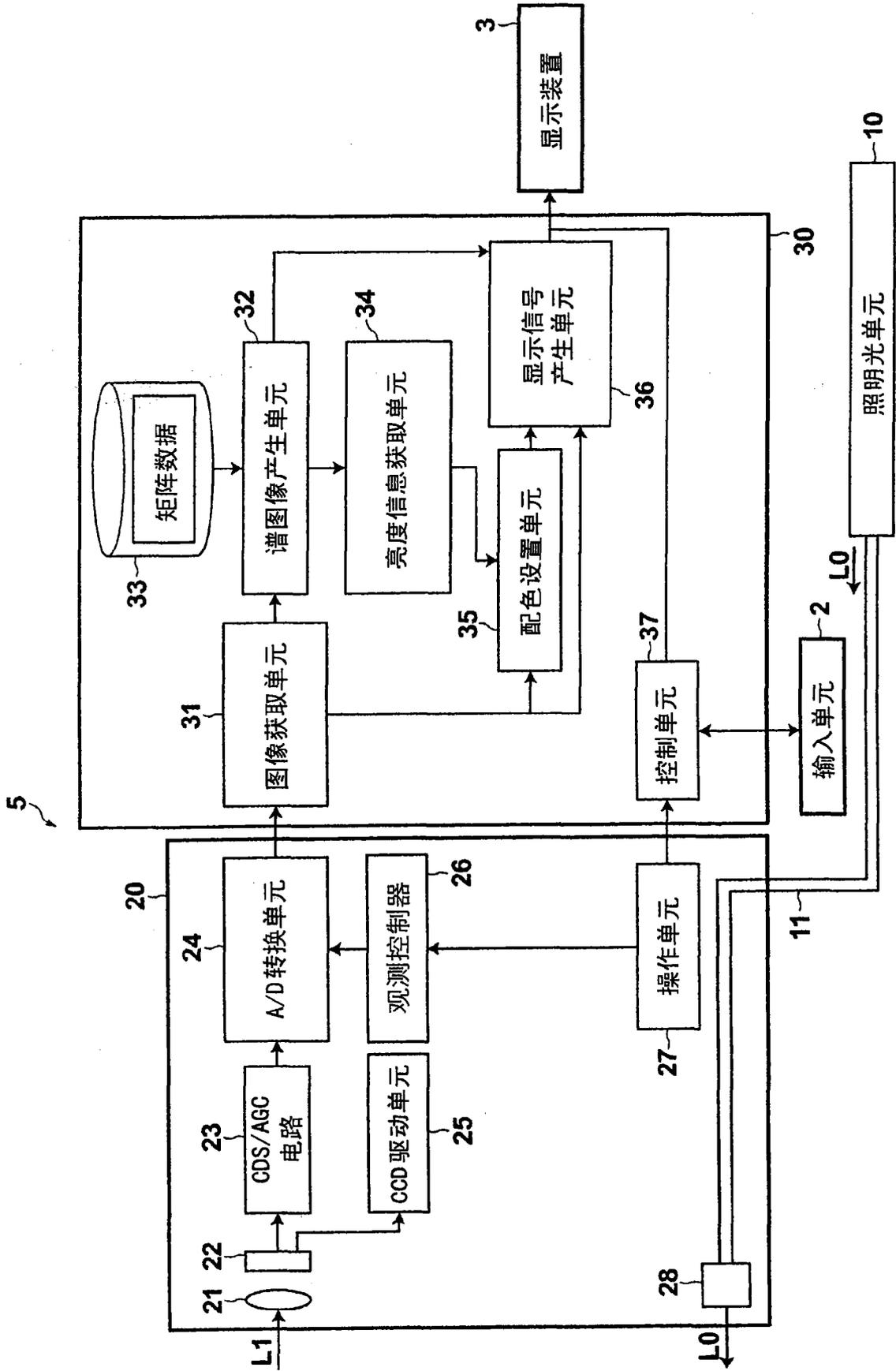


图 1

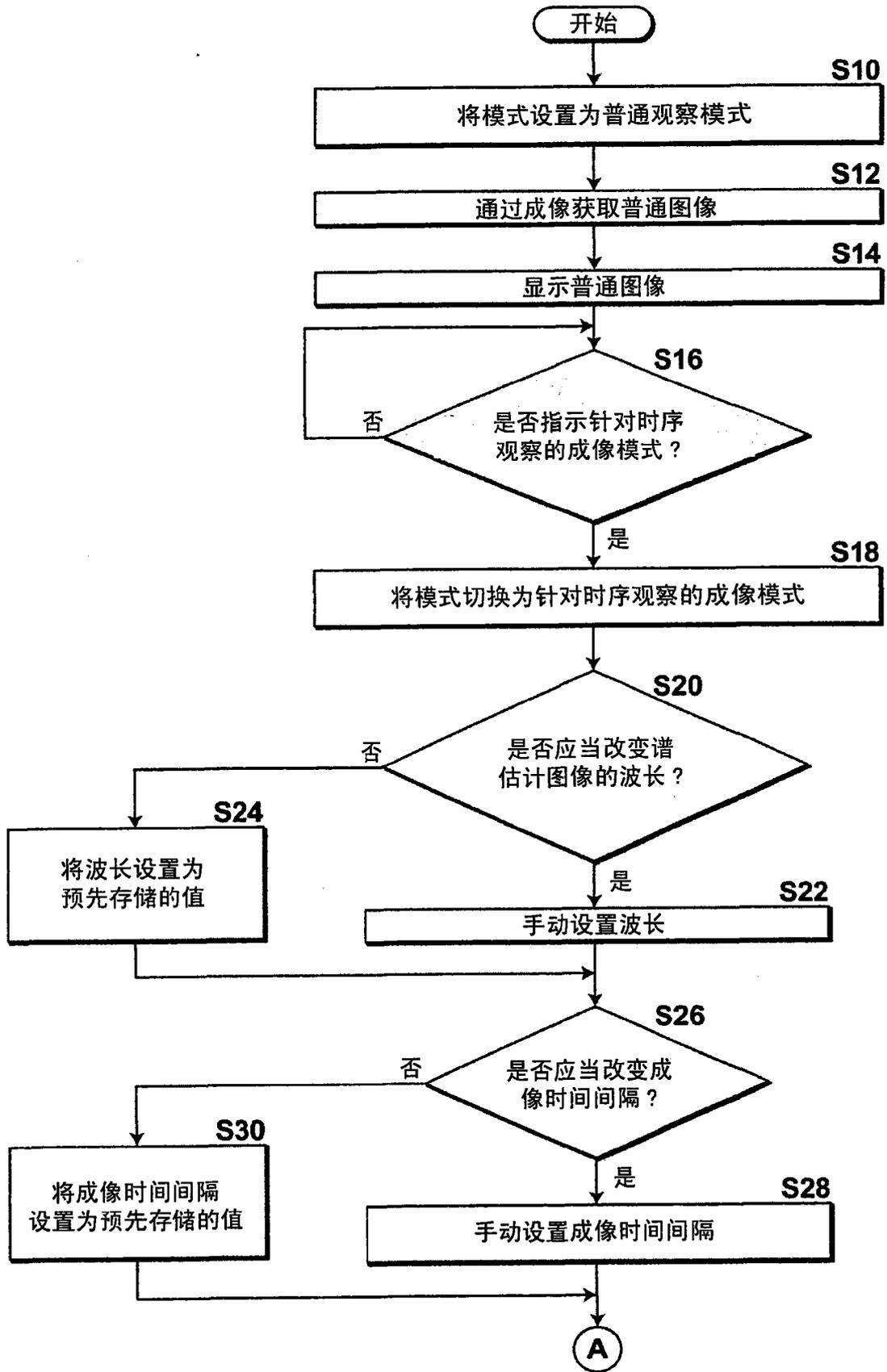


图 2

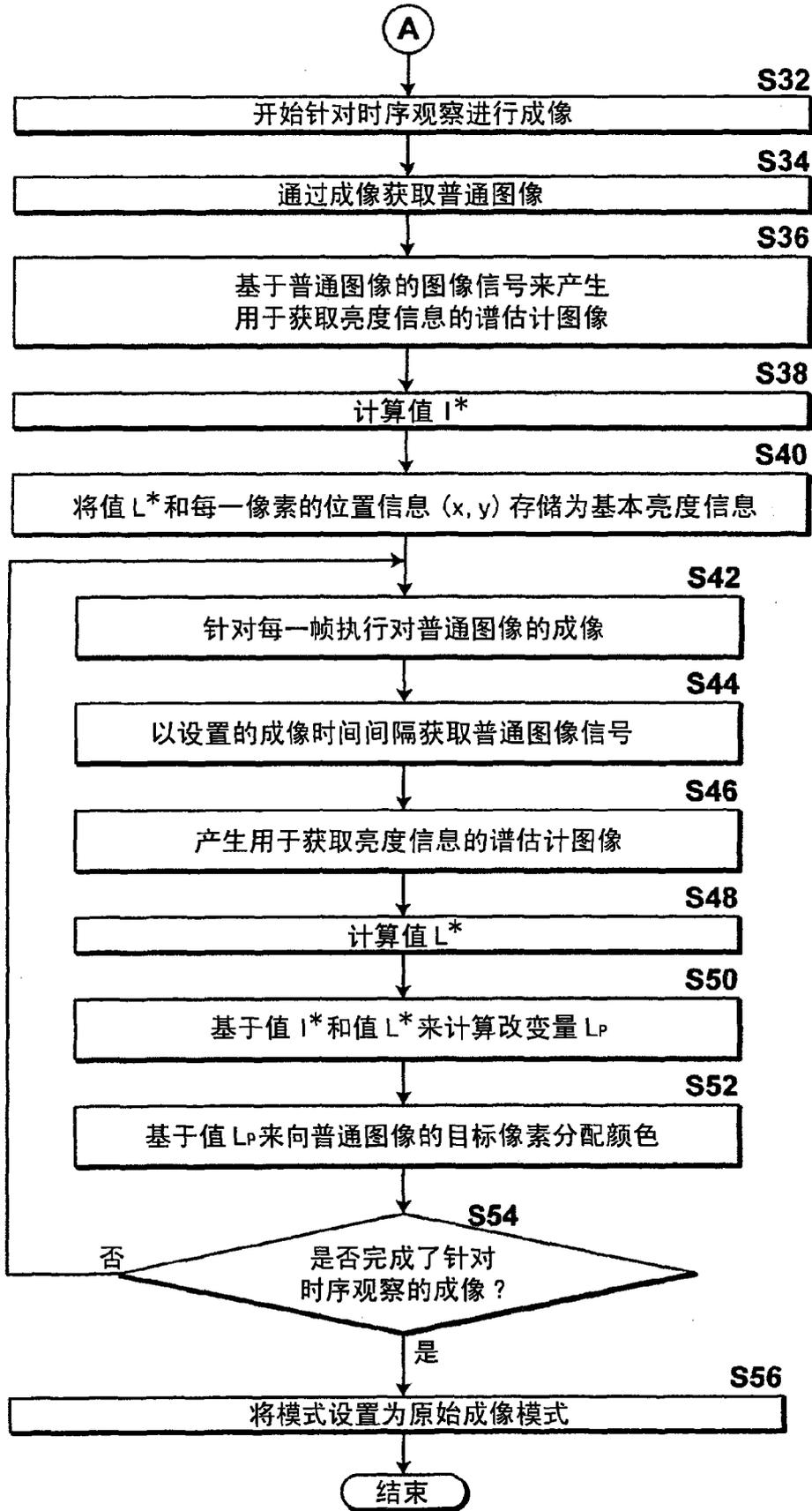


图 3

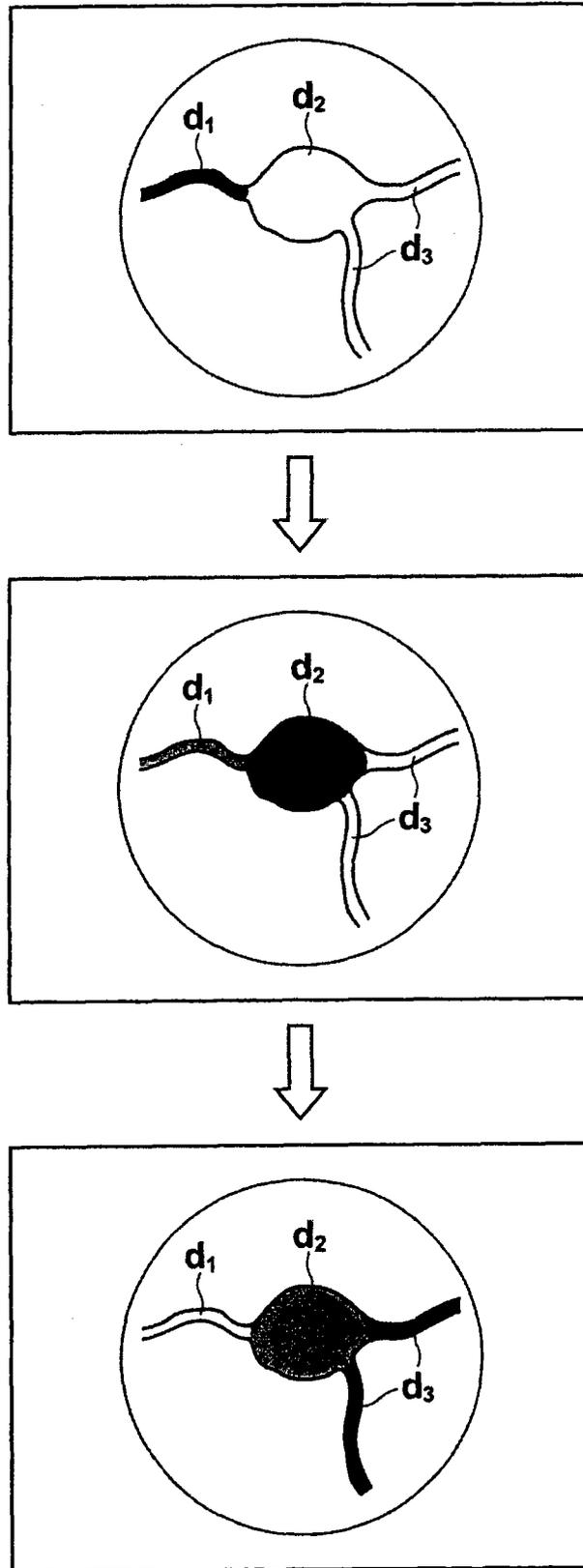


图 4

