



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1946332 B

(45) 授权公告日 2011.08.03

(21) 申请号 200580013160.9

(22) 申请日 2005.04.26

(30) 优先权数据

132073/2004 2004.04.27 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006.10.26

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2005/007925 2005.04.26

(87) PCT申请的公布数据

W02005/102147 JA 2005.11.03

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 森山宏树

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

(56) 对比文件

EP 0228493 A1, 1987.07.15, 说明书第3栏第3行至第5栏第4行、附图1-5.

US 3889662 A, 1975.06.17, 说明书第2栏第59行至第5栏第64行、附图1-5.

审查员 高虹

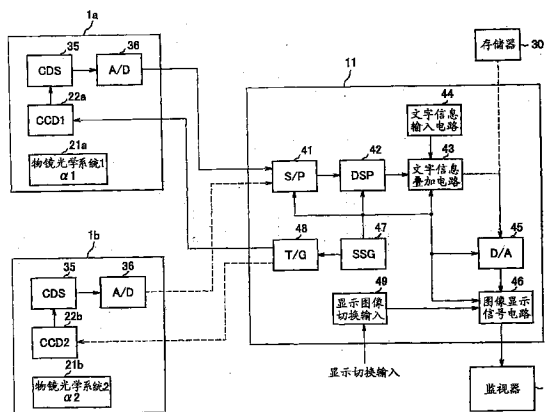
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 9 页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜系统,由于在使用普通的视场角的内窥镜和广角内窥镜的时候,为了使使用者能够尽量减小在监视器画面上反映的被检部位的大小的差异,本发明的内窥镜系统具有:第一内窥镜,其具备具有第一视场角且是单焦点的第一观察光学系统;第二内窥镜,其具备具有比上述第一视场角更大的第二视场角且是单焦点的第二观察光学系统;以及处理器,其与上述第一内窥镜和上述第二内窥镜连接,显示上述第一内窥镜和上述第二内窥镜拍摄的部位的观察图像,上述内窥镜系统中,与从上述第一内窥镜前端部的第一前端面到上述第一观察光学系统的最短对焦点的第一距离相比,从上述第二内窥镜插入部的第二前端面到上述第二观察光学系统的最短对焦点的第二距离更短。



1. 一种内窥镜系统,该系统具有:第一内窥镜,其具备具有第一视场角且是单焦点的第一观察光学系统;第二内窥镜,其具备具有比上述第一视场角更大的第二视场角且是单焦点的第二观察光学系统;以及处理器,其与上述第一内窥镜和上述第二内窥镜连接,显示上述第一内窥镜和上述第二内窥镜拍摄的地方的观察图像,

上述内窥镜系统的特征在于,

在将从上述第一观察光学系统的前端面到景深的最近点的距离设为第一最短对焦距离,将从上述第二观察光学系统的前端面到景深的最近点的距离设为第二最短对焦距离的情况下,

第二最短对焦距离小于第一最短对焦距离,

通过上述第一内窥镜拍摄而显示在上述处理器的监视器画面上的被检部位的外形大小与通过上述第二内窥镜拍摄而显示在上述监视器画面上的被检部位的外形大小相同。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

通过限制入射到上述第二内窥镜的入射光,能够使上述第二最短对焦距离小于上述第一最短对焦距离。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统,其特征在于,

通过使上述第二观察光学系统的光圈小于上述第一观察光学系统的光圈,限制上述入射光。

4. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统,其特征在于,

通过使上述第二观察光学系统的透镜直径小于上述第一观察光学系统的透镜直径,限制上述入射光。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及包含视场角不同的两个内窥镜的内窥镜系统。

[0002] 背景技术

[0003] 以往,内窥镜在医疗领域等中受到广泛利用。内窥镜能够通过把细长的插入部插入体腔内,观察体腔内的内脏器官等,或者根据需要,利用插入处置具通道内的处置具进行各种处理。在插入部的前端,设有弯曲部,通过操作内窥镜的操作部,能够改变前端部的观察窗的观察方向。

[0004] 现有的内窥镜视场角,例如是 140 度,医生通过其视场角的观察图像来观察体腔内部,但是在观察体腔内部的过程中,想观察视场范围以外的部位时,通过使弯曲部弯曲,能够观察视场范围以外的部位。

[0005] 另一方面,也曾提出过为了能够观察更广的范围,使视场角变得更广的内窥镜。例如,在观察大肠内部的时候,对于大肠褶皱的里侧等,如果只是让弯曲部弯曲,有时就不能得到所希望的观察图像。该内窥镜具有如下优点:通过其较广的视场范围,容易发现需要观察或处置的部位(例如,参照专利文献 1)。

[0006] 专利文献 1:日本特开平 4-102432 号公报

[0007] 发明内容

[0008] 然而,在广角内窥镜中,如果把镜头的焦点距离设定成与现有视场角的内窥镜相同的焦点距离,则与现有视场角的内窥镜相比,监视器画面上所反映的被检部位看起来非常小。并且监视器画面周边部所反映的被检部位看起来非常小。从而使用普通视场角的内窥镜和广角内窥镜的使用者使用了普通视场角的内窥镜的时候,和使用了广角内窥镜的时候,监视器画面上所反映的被检部位的大小各不相同。

[0009] 另外,使用者使用现有内窥镜之后,使广角内窥镜的前端接近被检部位,想按照尽量减小与监视器画面上所反映的、使用现有内窥镜时的被检部位的大小的差异的大小观察被检部位时,被检部位的摄像位置超过广角内窥镜附近侧的景深。因此通过广角内窥镜拍摄的被检部位,焦距没有被对准,模糊的图像会反映在监视器画面上。

[0010] 于是,本发明的目的在于,提供一种内窥镜系统,该内窥镜系统在使用普通视场的内窥镜和广角内窥镜的时候,使用者能够尽量减小反映在监视器画面上的被检部位大小的差异。

[0011] 本发明的内窥镜系统具有:第一内窥镜,其具备具有第一视场角且是单焦点的第一观察光学系统;第二内窥镜,其具备具有比上述第一视场角更广的第二视场角且是单焦点的第二观察光学系统;以及处理器,其与上述第一内窥镜和上述第二内窥镜连接,显示上述第一内窥镜和上述第二内窥镜拍摄的地方的观察图像,上述内窥镜系统的特征在于,在将从上述第一观察光学系统的前端面到景深的最近点的距离设为第一最短对焦距离,将从上述第二观察光学系统的前端面到景深的最近点的距离设为第二最短对焦距离的情况下,第二最短对焦距离小于第一最短对焦距离,通过上述第一内窥镜拍摄而显示在上述处理器的监视器画面上的被检部位的外形大小与通过上述第二内窥镜拍摄而显示在上述监视器

画面上的被检部位的外形大小相同。

[0012] 根据本发明的内窥镜系统,能够实现提供如下的内窥镜系统:当使用普通视场的内窥镜和广角内窥镜的时候,使用者能够尽量减小反映在监视器画面上的被检部位大小的差异。

[0013] 附图说明

[0014] 图 1 为概略表示本发明的内窥镜系统的说明图。

[0015] 图 2 为内窥镜前端部的前端面的正视图。

[0016] 图 3 为沿着长轴方向切断内窥镜前端部的剖面图。

[0017] 图 4 为本发明的内窥镜系统的结构的方框结构图。

[0018] 图 5 为沿着长轴方向切断第一内窥镜前端部的剖面图。

[0019] 图 6 为沿着长轴方向切断第二内窥镜前端部的剖面图。

[0020] 图 7 为说明借助于第一内窥镜,在最短对焦距离的面位置拍摄的被检部位,显示在监视器画面上的状态的图。

[0021] 图 8 为说明借助于第二内窥镜,在最短对焦距离的面位置拍摄的被检部位,显示在监视器画面上的状态的图。

[0022] 图 9 为说明借助于第二内窥镜,在最短对焦距离的面位置拍摄的被检部位,显示在监视器画面上的状态的图。

[0023] 标号说明

[0024] 1:内窥镜系统,1a:第一内窥镜,1b:第二内窥镜,2:操作部,3:插入部,3a:通用塞绳(universal cord),4:连接部,5:光源装置,7:监视器,7a:监视器画面,8:可挠管部,9:弯曲部,10:前端部,10a:前端面,10b:前端盖部,10c:外装,11:处理器,15:观察窗,16a、16b、16c:照明窗,17:处置具通道开口,18:送水送气喷嘴,19:前方送水开口,20:被检部位,21:观察光学系统,21a:第一观察光学系统,21b:第二观察光学系统,22、22a、22b:固定摄像元件,23:电路基板,24:信号线,25:处置具插入筒,26:处置具通道,30:存储器,35:CDS 电路,36:数字转换电路,41:分离处理电路,42:数字信号处理电路,43:文字信息叠加电路,44:文字信息输入电路,45:数字/模拟信号转换电路,46:图像显示信号电路,47:基准信号发生电路,48:定时信号发生电路,49:显示图像切换输入电路

具体实施方式

[0025] (第一实施方式)

[0026] 下面,参照附图,对本发明的实施方式进行说明。

[0027] 首先,根据图 1,说明本实施方式的内窥镜系统 1 的结构。图 1 是概略表示本发明的实施方式的内窥镜系统 1 的说明图。如图 1 所示,在第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b(下面,在没有特别区分的情况下,标注为内窥镜 1a、1b。)上,具有以下几个部分:操作部 2,其对弯曲操作或管路系统进行控制;插入部 3,其基端侧连接在操作部 2 上并插入体腔内;通用塞绳 3a,其具有连接部 4。内窥镜 1a、1b 通过连接部 4 能够与光源装置 5 连接,而通过规定连接器与作为信号处理装置的处理器 11 等外部设备连接。处理器 11 连接在监视器 7 上。另外,上述第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b,根据需要,通过连接器等与处理器 11 和光源装置 5 连接,或者利用连接器,分别与上述处理器 11 和光源装置 5 始终连接在一起。

[0028] 在插入部 3 中设有 : 具有可挠性的可挠管部 8 ; 设置在该可挠管部 8 的前端侧上的弯曲部 9 ; 设置在该弯曲部 9 的前端侧的前端部 10 。在前端部 10 中, 内置有用于拍摄体腔内部位的固体摄像元件 22 (参照图 3) 。

[0029] 通过设置在前端部 10 内的固体摄像元件 22 所拍摄的体腔内部位的图像信号, 通过通用塞绳 3a 传送给处理器 11 。如后面所述, 处理器 11 根据对传送过来的图像信号进行处理后的信号, 使所连接的显示单元即监视器 7 的监视器画面 7a 上, 显示所拍摄部位的观察图像。

[0030] 操作部 2 上, 配置有用于远程地使弯曲部 9 弯曲的操作旋钮 (未图示) 。通过操作该操作旋钮, 产生借助于插入到插入部 3 内部的操作线 (未图示) 的牵引作用和松弛作用, 其结果, 弯曲部 9 能够向四个方向弯曲。

[0031] 其次, 一边参照图 2 和图 3, 一边详细说明内窥镜 1a、1b 的前端部 10 的结构。图 2 是内窥镜 1a、1b 的前端部 10 的前端面 10a 的正视图, 图 3 是沿着长轴方向切断内窥镜 1a、1b 的前端部的剖面图。

[0032] 如图 2 所示, 在上述前端部 10 的前端面 10a 上, 设有以下几个部分 : 观察用光学部件 (下面, 称作观察窗。) 15 ; 三个照明用光学部件 (下面, 称作照明窗。) 16a、16b、16c, 它们大致等间隔地配置在该观察窗 15 的周围 ; 处置具通道开口 17 ; 送水送气喷嘴 18, 其对上述观察窗 15 送水送气 ; 前方送水开口 19 。

[0033] 如图 3 所示, 前端部 10 由前端盖部 10b 和圆筒形状的外装 10c 构成, 前端部 10 的内部结构如下 : 从设置在上述前端盖部 10b 的前端面 10a 上的观察窗 15, 朝向前端部 10 的内部, 配置有由多个光学透镜构成的视场角为 α 的观察光学系统 21 。在该观察光学系统 21 的成像位置, 配置有固体摄像元件 22 。在该固体摄像元件 22 的后方连接有电路基板 23, 该电路基板 23 具有对固体摄像元件 22 进行驱动控制, 或者获取经过光电转换生成的摄像信号的电路功能。该电路基板 23 具有后述 CDS 电路 35 以及模拟 / 数字转换电路 36, 而且与信号线 24 连接。该信号线 24 的基端连接在上述处理器 11 上。

[0034] 设置在上述前端盖部 10b 的前端面 10a 上的处置具通道开口 17, 通过大致形成为圆筒形状的处置具插入筒 25, 与处置具通道 26 连通。

[0035] 返回图 2, 设置在上述前端部 10 的前端面 10a 上的照明窗 16a ~ 16c, 分别具有未图示的照明透镜。从各照明透镜的基端, 连接在光源装置 5 上的光导束插入到内窥镜 1a、1b 的内部。并且照明窗 16a ~ 16c 以及照明透镜构成照明光学系统, 使来自作为照明部件的光导束的照明光通过。另外, 作为照明部件, 也可以在内窥镜 1a、1b 的前端, 使用作为发光元件的二极管。

[0036] 另外, 虽然未图示, 但是在上述送水送气喷嘴 18 和上述前方送水开口 19 上, 连通有各送水送气通道和前方送水通道。

[0037] 内窥镜 1a、1b 分别具有如上述那样构成的前端部 10, 利用附图 4, 对使用上述内窥镜 1a、1b 的本发明的内窥镜系统 1 进行说明。图 4 是表示本发明的内窥镜系统的主要结构的方框结构图。

[0038] 该内窥镜系统 1 由第一内窥镜 1a、第二内窥镜 1b、上述处理器 11、监视器 7 以及光源装置 5 (参照图 1) 构成。另外, 在图 4 中, 没有表示光源装置 5, 该光源装置 5 生成从第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b 向观察部位投射的照明光。

[0039] 上述第一内窥镜 1a 主要由以下部分构成：第一观察光学系统 21a，其由视场角（例如，大约 140 度） $\alpha 1$ 的多个透镜构成；第一固体摄像元件（下面，称作第一 CCD）22a，其配置在上述第一观察光学系统 21a 的成像位置上，并拍摄观察部位；CDS 电路 35，其对通过上述第一 CCD 22a 生成的摄像信号，进行相关双采样处理；模拟 / 数字转换电路（下面，称作 A/D 电路）36，其把上述 CDS 电路 35 中经过处理的模拟摄像信号，转换成数字摄像信号。另外，第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b，能够与作为同一外部设备的处理器 11 和光源装置 5 中的至少任一方连接。另外，第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b，适用（为了观察而构成）于被检体的同一部位（例如，大肠）。

[0040] 本实施方式的视场角 α 的观察光学系统 21 为单焦点的观察光学系统 21，下面将对此进行说明。第二内窥镜 1b 主要由以下几个部分构成：作为单焦点透镜组的第二观察光学系统 21b，其由多个透镜构成，这些透镜的视场角（例如，约为 170 度） $\alpha 2$ 比作为第一内窥镜 1a 的单焦点透镜组的第一观察光学系统 21a 的视场角大（ $\alpha 1 < \alpha 2$ ）；第二固体摄像元件（下面，称作第二 CCD）22b，其配置在该第二观察光学系统 21b 的成像位置上，并拍摄观察部位；CDS 电路 35，其对通过该第二 CCD 22b 生成的摄像信号，进行相关双采样处理；模拟 / 数字转换电路（下面，称作 A/D 电路）36，其把在该 CDS 电路 35 中经过处理的模拟摄像信号，转换成数字摄像信号。

[0041] 上述处理器 11 由分离处理电路（下面称作 S/P 电路）41、数字信号处理电路（下面称作 DSP 电路）42、文字信息叠加电路 43、文献信息输入电路 44、数字 / 模拟信号转换电路（下面称作 D/A 电路）45、图像显示信号电路 46、基准信号发生电路（下面称作 SSG）47、定时信号发生电路（下面称作 T/G 电路）48 以及显示图像切换输入电路 49 构成。

[0042] 上述 S/P 电路 41 对来自上述第一内窥镜 1a 的 A/D 电路 36 的数字摄像信号、或者对来自上述第二内窥镜 1b 的 A/D 电路 36 的数字摄像信号的亮度信号和颜色信号等，进行分离处理。上述 DSP 42 对于在上述 S/P 电路 41 中被分离的亮度信号和颜色信号，进行规定的数字信号处理，与此同时还进行白平衡、 γ 校正等校正处理，生成数字内窥镜图像信号。

[0043] 文字信息叠加电路 43 对于在 DSP 电路 42 进行了信号处理的数字内窥镜图像信号，叠加例如表示患者姓名、年龄、性别、内窥镜观察日期等患者信息的文字信息信号。在该文字信息叠加电路 43 中叠加的文字信息信号，在文字信息输入电路 44 中，通过医生从键盘（未图示）输入的患者信息而生成。在该文字信息叠加电路 43 中，叠加文字信息的数字内窥镜图像信号，在上述 D/A 电路 45 中转换为模拟内窥镜图像信号之后，向图像显示信号电路 46 输出。另外，在文字信息叠加电路 43 中，叠加所生成的文字信息信号的数字内窥镜图像信号，存储在以可装卸的方式设置在处理器 11 上的存储器 30 中。

[0044] 上述图像显示信号电路 46，以从上述 D/A 电路 45 供给的模拟内窥镜图像信号为基础，转换生成在监视器 7 显示观察图像和患者信息用的图像信息。该图像显示信号电路 46 通过来自上述显示图像切换输入电路 49 的控制信号，变更设定在上述监视器 7 上显示的观察图像和患者信息的显示位置等。虽然未图示，但是上述显示图像切换输入电路 49 可进行医生在监视器 7 显示的观察图像、患者信息的显示位置等的显示切换输入指示。

[0045] 上述 SSG 电路 47 生成并输出控制上述 S/P 电路 41、DSP 电路 42、文字信息叠加电路 43、D/A 电路 45 以及图像显示信号电路 46 的驱动的基准信号。上述 T/G 电路 48 通过来自上述 SSG 电路 47 的基准信号，生成上述第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b 各自的第一 CCD

22a 和第二 CCD 22b 的驱动控制的定时信号。

[0046] 然后,利用图 5 和图 6,说明第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b。图 5 是沿着长轴方向切断第一内窥镜 1a 的前端部 10 的剖面图。图 6 是沿着长轴方向切断第二内窥镜 1b 的前端部 10 的剖面图。

[0047] 如图 5 所示,第一内窥镜 1a 的第一观察光学系统 21a,具有规定的景深 F1。景深 F1 通过由多个透镜组构成的第一观察光学系统 21a 的结构、和设置在该第一观察光学系统 21a 上的光圈值来决定。例如,如果使设置在光学系统中的光圈值较小,则景深 F1 变得较深,医生即使把第一观察光学系统 21a 进一步靠近到被检查部位 20,也可以在对焦的状态下,观察被检部位 20。在景深 F1 中,即使把第一内窥镜 1a 的前端部靠近到最接近第一观察光学系统 21a 的位置 F1a(景深的最近点的位置),也能够观察被检部位 20。下面,把从第一观察光学系统 21a 的前端面 15a 到景深 F1 的最近点 F1a 的距离称作作为第一距离的最短对焦距离 L1。从而第一内窥镜 1a 在景深 F1 的范围内的视场角 $\alpha 1$ 的角度内,能够对焦被摄体并进行摄像。

[0048] 然后,如图 6 所示,第二内窥镜 1b 在前端部 10 的内部第二观察光学系统 21b,上述第二观察光学系统 21b 具有比第一内窥镜 1a 的第一观察光学系统 21a 的结构的视场角 $\alpha 1$ 更大的视场角 $\alpha 2$ 。第二内窥镜 1a 的第二观察光学系统 21b 具有规定的景深 F2。景深 F2 通过由多个透镜组构成的第二观察光学系统 21b 的结构、和设置在该第二观察光学系统 21b 上的光圈值来决定。例如,如果使设置在光学系统中的光圈值较小,则景深 F2 就变得较深,医生即使把观察光学系统 21b 进一步靠近到被检查部位 20,也可以在对焦的状态下,观察被检部位 20。在景深 F2 中,即使把第二内窥镜 1b 的前端部 10 靠近到最接近第二观察光学系统 21b 的位置(景深的最近点的位置)F2a,也能够观察被检部位 20。下面,把从观察光学系统 21b 的前端面 15b 到景深的最近点的位置 F2a 的距离,称作作为第二距离的最短对焦距离 L2。该第二观察光学系统 21b 设定有景深的最近点,以便在比第一内窥镜 1a 的最短对焦距离 L1 短的规定的最短对焦距离 L2($L1 > L2$),能够观察被检部位 20。即,第二内窥镜 1b 与第一内窥镜 1a 相比,能够在更接近其前端部 10 的前端面 10a 的距离,对被检部位 20 进行对焦。另外,第二内窥镜 1b 在景深 F2 的深度范围内的视场角 $\alpha 2$ 的角度内,能够对焦被摄体并进行拍摄。即,第二内窥镜 1b 的景深 F2 比第一内窥镜 1a 景深 F1 深($F2 < F1$)。

[0049] 下面,利用图 5 和图 6,说明在使用第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b 的情况下,内窥镜系统 1 的监视器 7(参照图 1)的监视器画面 7a 显示的被检部位 20。

[0050] 图 5 所示的第一内窥镜 1a,在拍摄位于最短对焦距离 L1 位置上的被检部位 20 的情况下,图 5 中用两个放射虚线 LR1 表示的第一内窥镜 1a 的视场角 $\alpha 1$ 内的视场范围显示在监视器画面 7a 上。如图 5 所示,在与第一内窥镜 1a 的视场方向正交的平面 P1 内,被检部位 20 具有长度 La,该长度 La 是被检部位 20 在与第一内窥镜 1a 的视场方向正交的方向上的大小。因此在监视器画面 7a 上显示,在与第一内窥镜 1a 的视场方向正交的平面 P1 的剖面上的以下部分的长度范围:被检部位 20 的长度 La;从被检部位 20 的端部到第一内窥镜 1a 的视场角 $\alpha 1$ 的视场范围的边缘部的长度 Lb;从被检部位 20 的另一端部到第一内窥镜 1a 的视场角 $\alpha 1$ 的视场范围的其他边缘部的长度 Lc。

[0051] 图 6 所示的视场角 $\alpha 2$ 的第二内窥镜 1b 的视场范围中,也和上述第一内窥镜 1a 一

样,第二内窥镜 1b 在拍摄位于最短对焦距离 L_2 位置上的被检部位 20 的情况下,图 6 中用两条放射虚线 LR2 表示的第二内窥镜 1b 的视场角 α_2 内的视场范围显示在监视器画面 7a 上。如图 6 所示,在与第二内窥镜 1b 的视场方向正交的平面 P2 内,被检部位 20 具有长度 L_a ,该长度 L_a 是被检部位 20 在与第二内窥镜 1b 的视场方向正交的方向上的大小。因此在监视器画面 7a 上显示,在与第二内窥镜 1b 的视场方向正交的平面 P2 的剖面上的以下几个部分的长度范围:被检部位 20 的长度 L_a ;从被检部位 20 的端部到第二内窥镜 1b 的视场角 α_2 的视场范围的边缘部的长度 L_d ;从被检部位 20 的另一端部到第二内窥镜 1b 的视场角 α_2 的视场范围的其他边缘部的长度 L_e 。

[0052] 利用图 7 到图 9,更具体地说明在第一内窥镜 1a 的最短对焦距离 L_1 上的监视器画面 7a 显示的被检部位 20 的大小、和在第二内窥镜 1b 的最短对焦距离 L_2 上的监视器画面 7a 显示的被检部位 20 的大小。图 7 是用于说明根据第一内窥镜 1a,在最短对焦距离 L_1 上所拍摄的被检部位 20 显示在监视器 7(参照图 1)的监视器画面 7a 上的状态。图 8 是用于说明根据第二内窥镜 1b,在最短对焦距离 L_1 上所拍摄的被检部位 20 显示在监视器画面 7a 上的状态。图 9 是用于说明根据第二内窥镜 1b,在最短对焦距离 L_2 上所拍摄的被检部位 20 显示在监视器画面 7a 上的状态。

[0053] 如图 7 和图 8 所示,当具有普通视场角 α_1 的第一内窥镜 1a 和具有广角视场角 α_2 的第二内窥镜 1b,在与最短对焦距离 L_1 相等的位置,分别拍摄被检部位 20 的情况下,被检部位 20 以不同的大小显示在监视器画面 7a 上。即,由于第二内窥镜 1b 的第二观察光学系统 21b 的视场角是,比第一内窥镜 1a 的第一观察光学系统 21a 的视场角 α_1 大的视场角 α_2 ,因此显示在监视器画面 7a 上的被检部位 20 显示成比通过第一内窥镜 1a 而显示在监视器画面 7a 上的被检部位 20 的大小小很多。图 7 中,在监视器画面 7a 的纵向上的通过第一内窥镜 1a 而拍摄到的被检部位 20,其纵向的长度比率为 $(L_a/(L_b+L_a+L_c))$ 。与此相对,同样在图 8 中,通过第二内窥镜 1b 而拍摄到的被检部位 20,其纵向的长度比率为 $(L_a/(L_d+L_a+L_e))$ 。即,如果使用第二内窥镜 1b 来观察被检部位 20,则与使用第一内窥镜 1a 的时候相比,被检部位 20 像是被压缩的状态显示在监视器画面 7a 上。

[0054] 于是,如图 9 所示,在使第二内窥镜 1b 的最短对焦距离 L_2 比第一内窥镜 1a 的最短对焦距离 L_1 短 ($L_1 > L_2$),并且将第二内窥镜 1b 的最短对焦距离 L_2 设定成,在第二内窥镜 1b 的最短对焦距离 L_2 观察被检部位 20 的时候,使上述比率成为与在第一内窥镜 1a 的最短对焦距离 L_1 观察被检部位 20 时的比率大致相等。即第一内窥镜 1a 和第二内窥镜 1b 设定了能够对焦被检部位 20 的、不同的最短对焦距离 L_1 、 L_2 。具体而言,从第二内窥镜 1b 的前端部 10 的前端面 10a 对焦被检部位 20 的最短距离被设定成,比从第一内窥镜 1a 的前端部 10 的前端面 10a 对焦被检部位 20 的最短距离短。

[0055] 如图 9 所示,通过第二内窥镜 1b 拍摄到的被检部位 20 的纵向长度 L_a ,与通过第一内窥镜 1a 而显示在监视器画面 7a 上的被检部位 20 的纵向长度 L_a 大致相等。从而通过第二内窥镜 1b 拍摄的被检部位 20 在监视器画面 7a 上显示的大小,与通过第一内窥镜 1a 拍摄并显示在监视器画面 7a 上的被检部位 20 的外形大小大致相同。

[0056] 另外,在使该第二内窥镜 1b 的最短对焦距离 L_2 比第一内窥镜 1a 的最短对焦距离 L_1 短的方法中,有下面几种方法:通过限制第二内窥镜 1b 的入射光量,将景深的范围设定得较深的方法;改变构成第二内窥镜 1b 的第二观察光学系统 21b 的多个镜头的设定的方法

等。在限制第二内窥镜 1b 的入射光量的方法有：使包括第二内窥镜 1b 的第二观察光学系统 21b 的光学系统的光圈，比包括第一内窥镜 1a 的第一观察光学系统 21a 的光学系统的光圈更小的方法；使第二观察光学系统 21b 的透镜直径比第一观察光学系统 21a 的透镜直径小的方法。

[0057] 并且，通过限制上述第二内窥镜 1b 的入射光量，CCD 22b 的受光面受到的光量减少。对此可以采取的措施有：与来自具有通常视场角 $\alpha 1$ 的第一内窥镜 1a 的照明窗 16a、16b、16c 的照明光相比，增加来自第二内窥镜 1b 的照明窗 16a、16b、16c 的照明光的光量；第二内窥镜 1b 的第二 CCD 22b 使用像素比第一内窥镜 1a 的第一 CCD 22a 更多的高像素 CCD22b；使用使第二内窥镜 1b 的第二 CCD 22b 的像素与第一内窥镜 1a 的第一 CCD 22a 的像素相等、而受光面积小的 CCD 22b。通过这些对策，能够确保在观察在监视器画面 7a 上显示的被检部位 20 时所需的规定的亮度。另外，在第二内窥镜 1b 中，也可以复合组合增加照明光量、使用规定的高像素 CCD 22b、或者使用受光面积小的 CCD 22b 等。

[0058] 从而，通过第二内窥镜 1b 拍摄的被检部位 20 的观察图像，尽量减小与通过第一内窥镜 1a 拍摄的被检部位 20 的观察图像的大小之间的差异并显示在监视器画面 7a 上。

[0059] 从而，即使医生使用第二内窥镜 1b 来观察被检部位 20，也可以在尽量减小与使用第一内窥镜 1a 时的被检部位 20 的大小之间的差异的状态下，在监视器画面 7a 上观察到被检部位 20。

[0060] 如同上面的说明，根据本发明的内窥镜系统 1，把第二内窥镜 1b 的最短对焦距离 L2 设定成，比第一内窥镜 1a 的最短对焦距离 L1 短的距离，其中，上述第二内窥镜 1b 具备具有视场角 $\alpha 2$ 的第二观察光学系统 21b，而上述第一内窥镜 1a 具备具有视场角 $\alpha 1$ 的第一观察光学系统 21a，从而医生在使用第一内窥镜 1a 之后，再使用第二内窥镜 1b 的情况下，能够尽量减小显示在监视器画面 7a 上的被检部位的大小差异，因此消除了不协调的感觉。

[0061] 另外，在采用具有以光学的方式扩大的功能的观察光学系统的情况下，在设置成最大广角的状态下，可以如上述那样，设定景深。即第二内窥镜 1b 是，具有可以把视场角变成比第一内窥镜 1a 的第一视场角更大的第二视场角的第二观察光学系统的内窥镜，并且设定有如下的景深 F2：上述第二内窥镜 1b 的第二观察光学系统 21b 处于最大视场角的状态下的景深 F2 的最近点 F2a 到前端面 15b 的距离，比从第一内窥镜 1a 的第一观察光学系统 21a 的景深 F2 的最近点 F2a 到前端面 15a 的距离短。换言之，第二内窥镜 1b 的最短对焦距离 L2 被设定为，比第一内窥镜 1a 的最短对焦距离 L1 更短的距离。

[0062] 产生上的可利用性

[0063] 如上所述，本发明的内窥镜系统，特别适用于包括不同视场角的两个内窥镜的内窥镜系统。

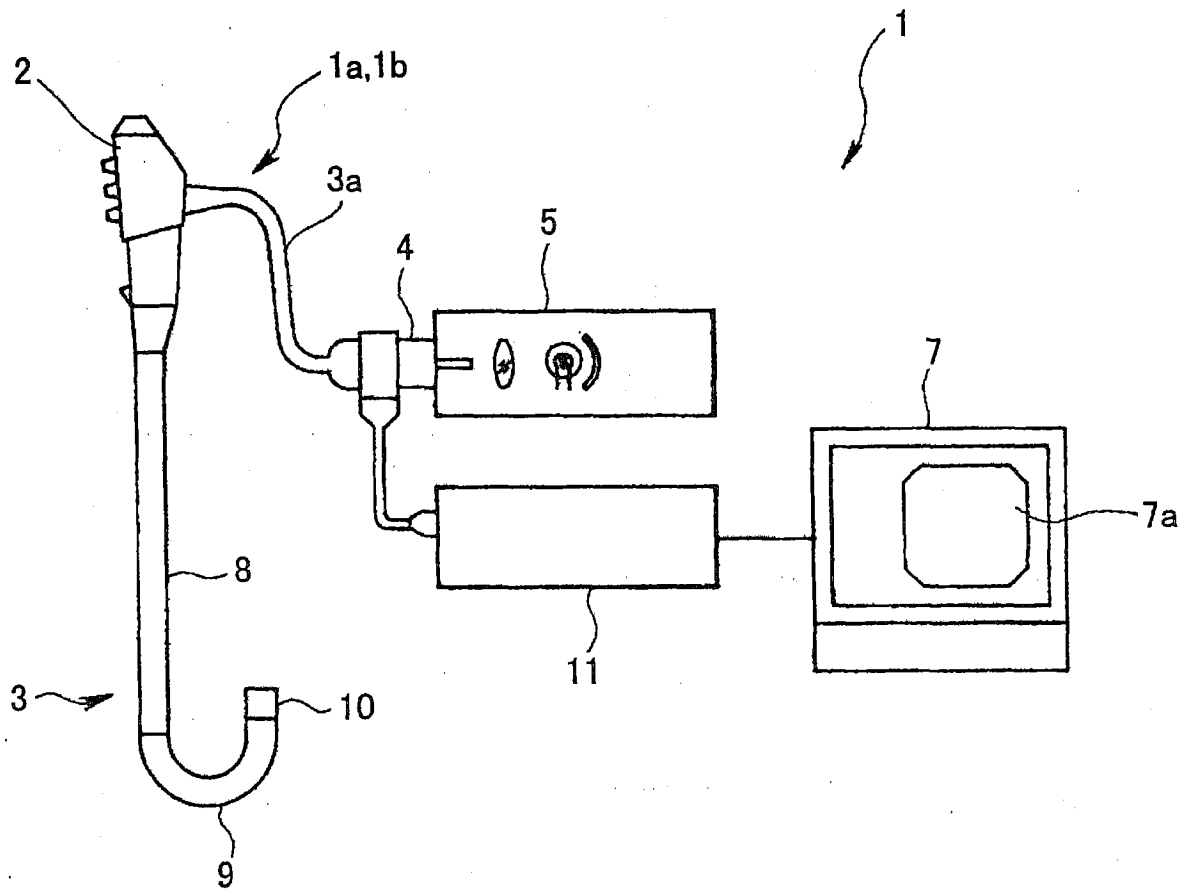


图 1

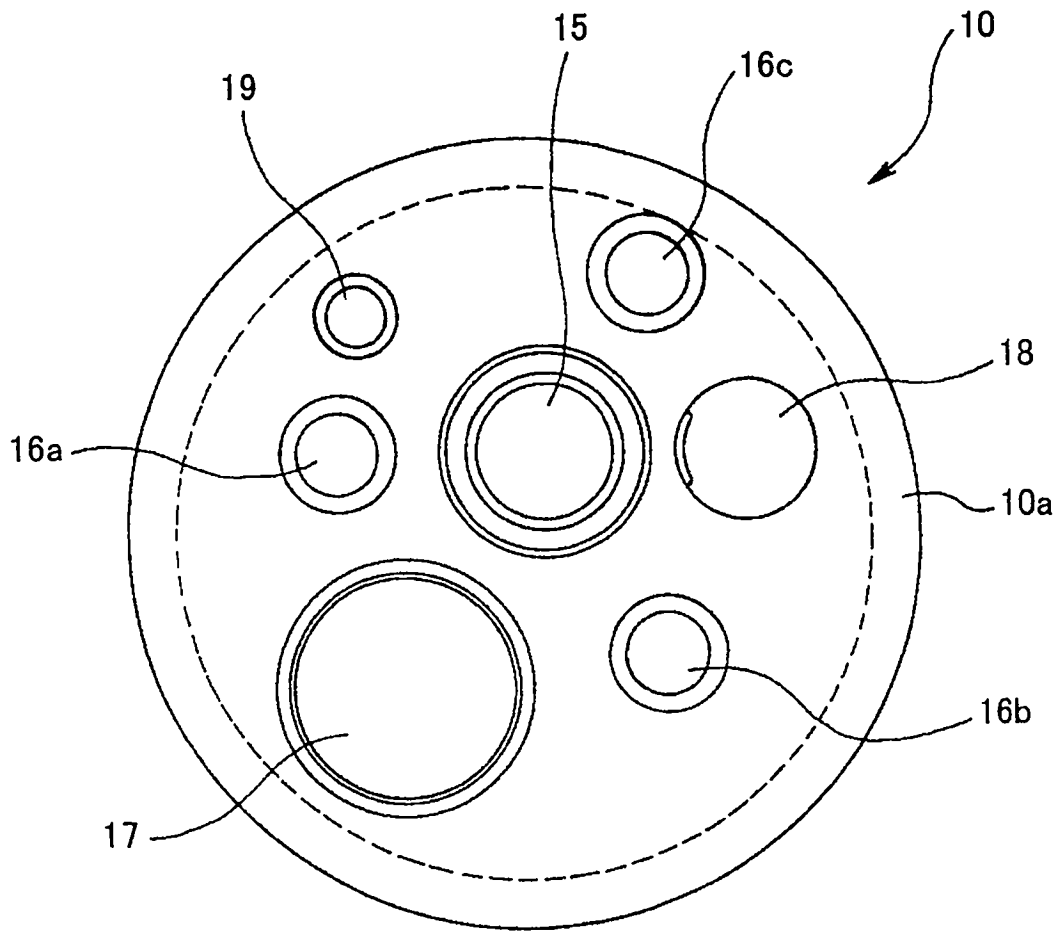


图 2

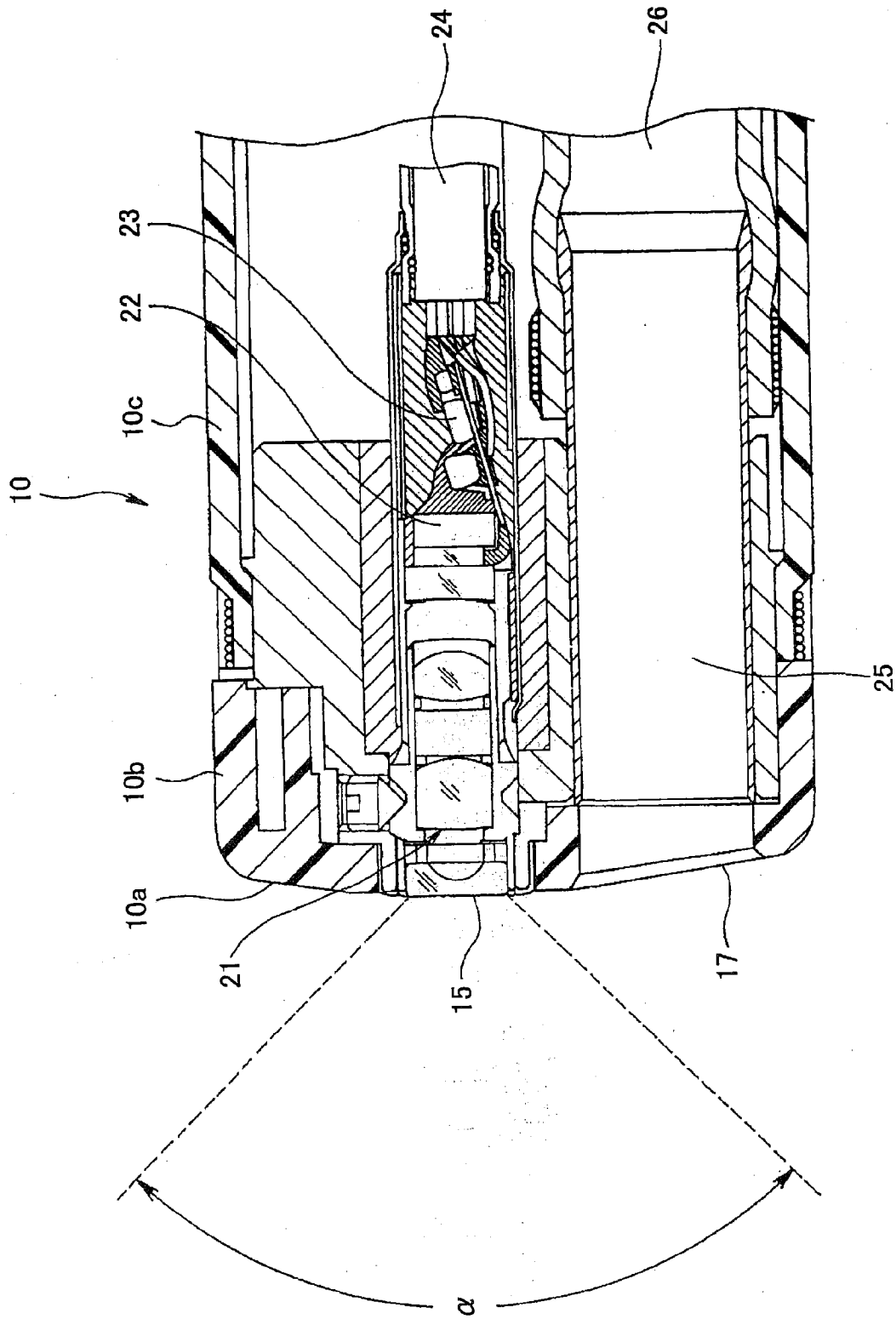


图 3

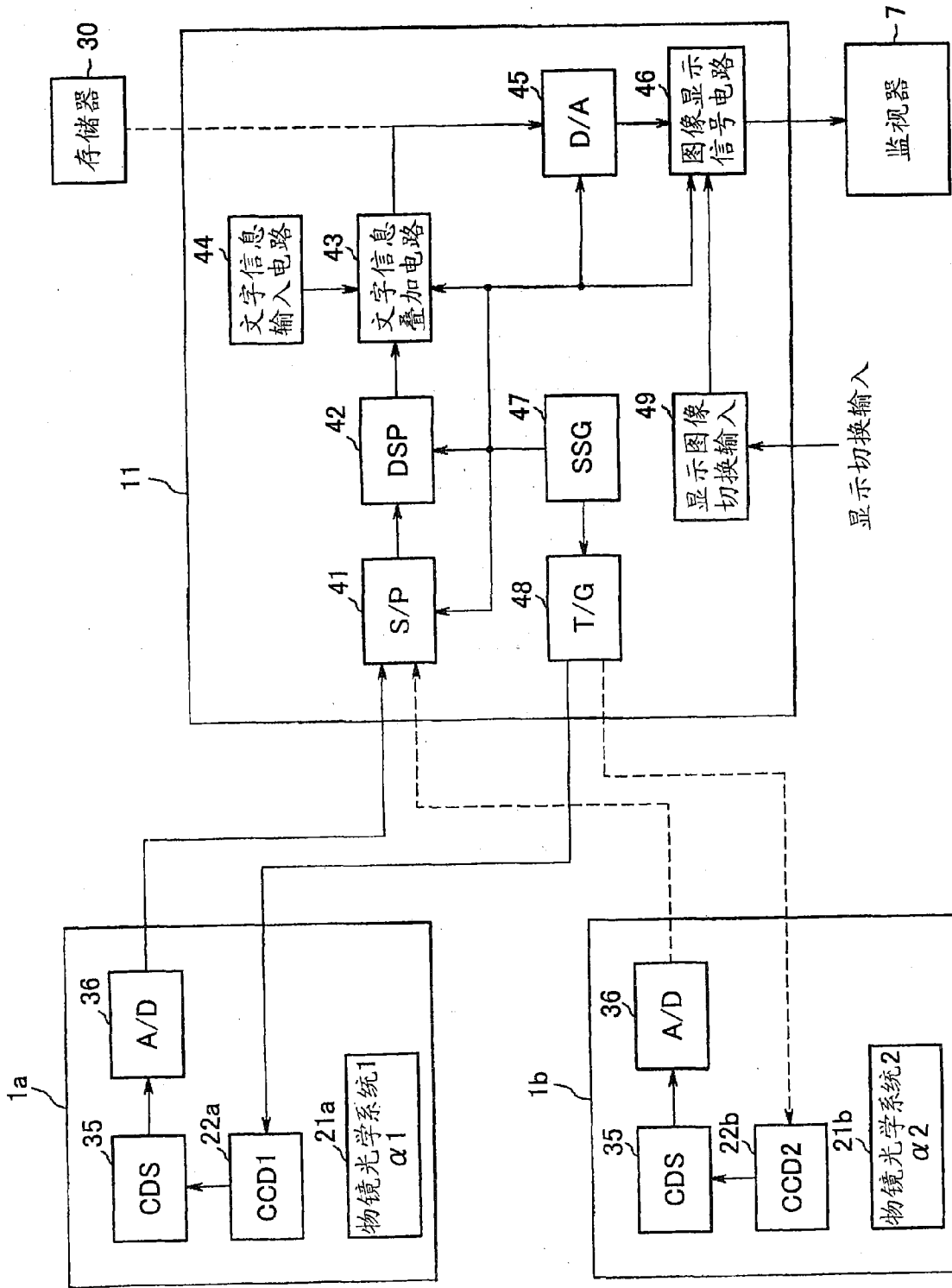


图 4

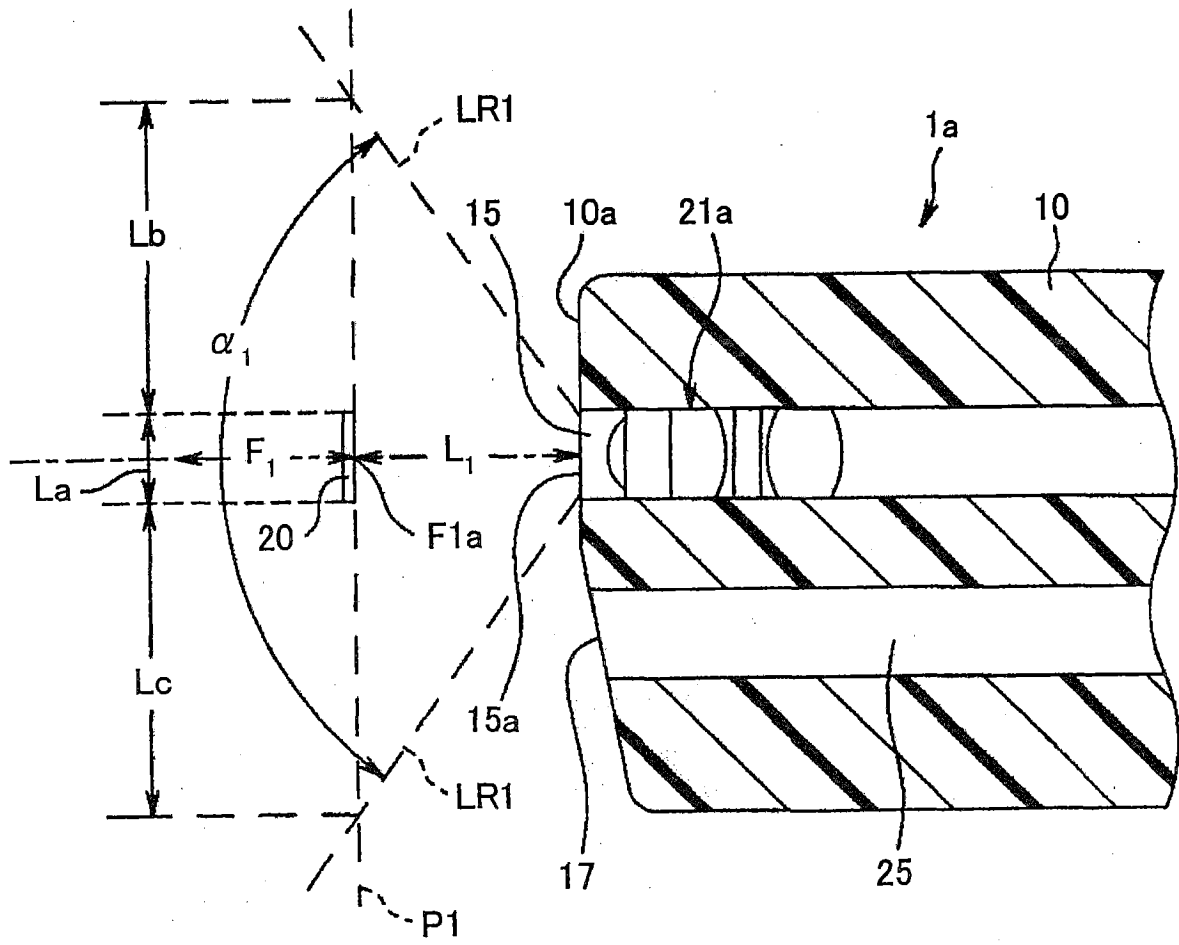


图 5

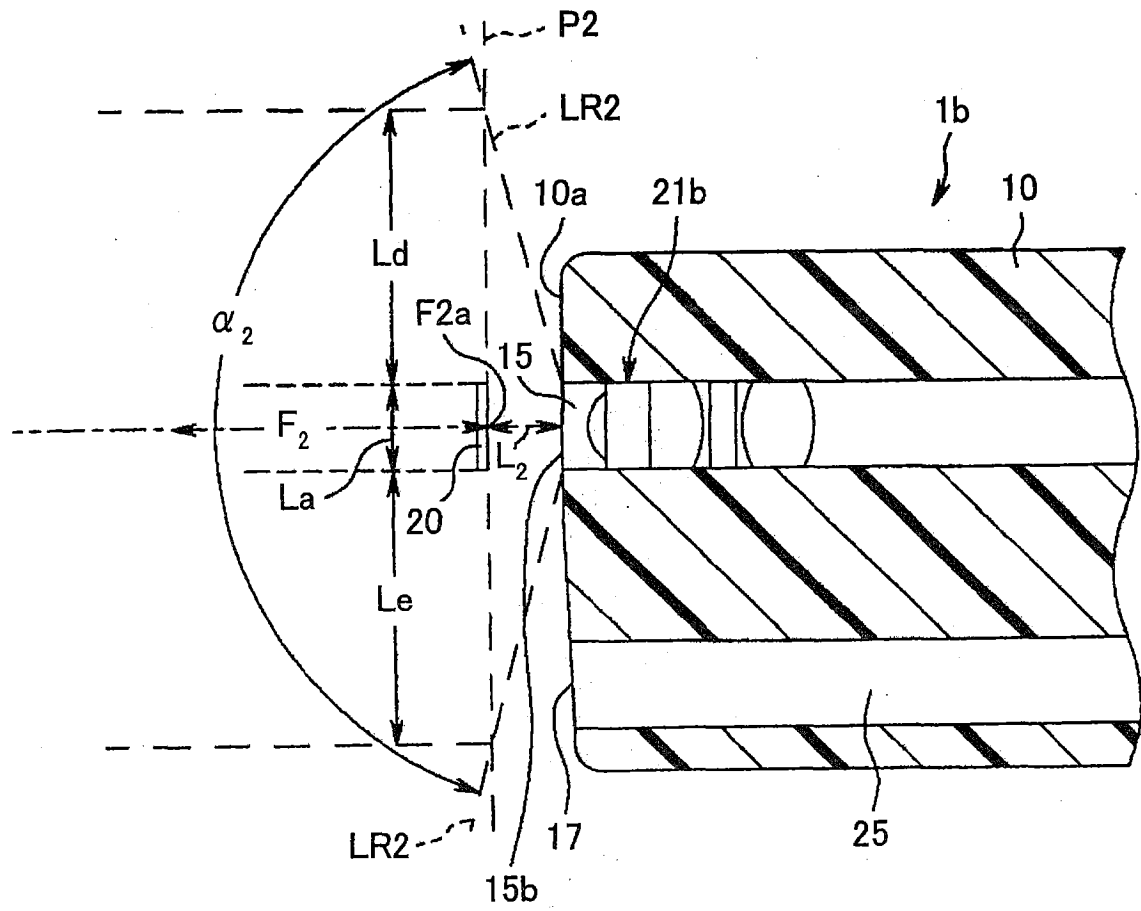


图 6

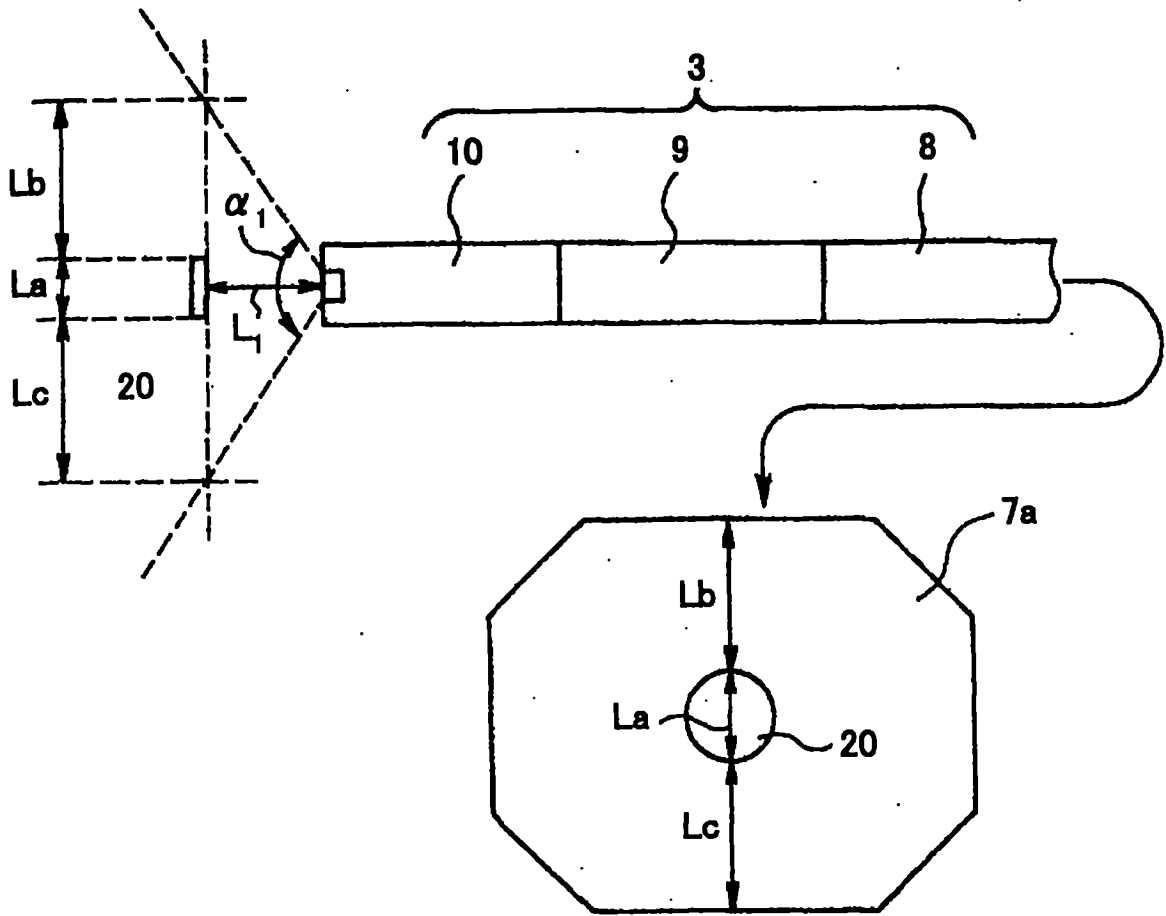


图 7

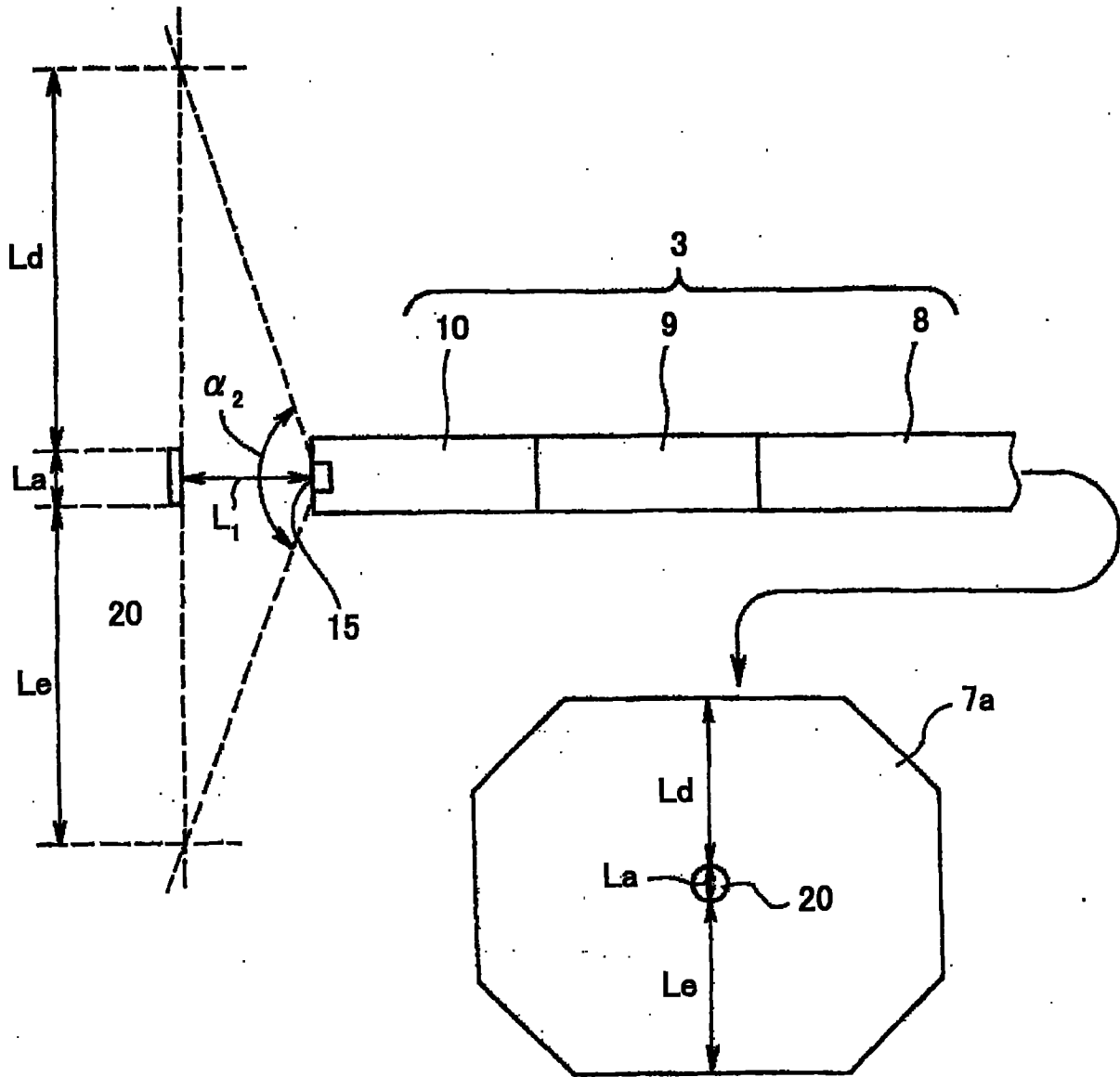


图 8

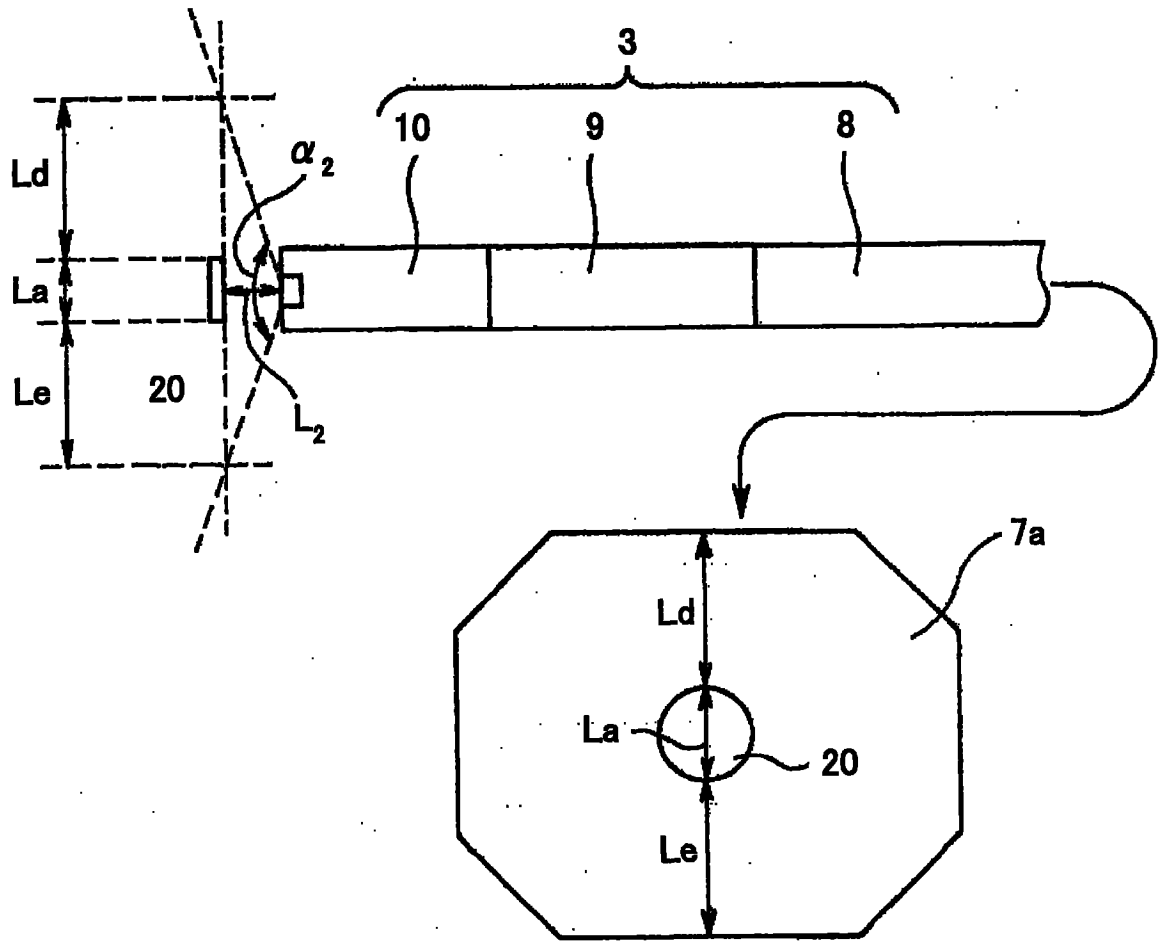


图 9

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN1946332B	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	CN200580013160.9	申请日	2005-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	森山宏树		
发明人	森山宏树		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/005		
CPC分类号	A61B1/042 G02B23/2423 A61B1/00188 A61B1/00096 G02B23/243 A61B1/0051		
审查员(译)	高虹		
优先权	2004132073 2004-04-27 JP		
其他公开文献	CN1946332A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，由于在使用普通的视场角的内窥镜和广角内窥镜的时候，为了使使用者能够尽量减小在监视器画面上反映的被检部位的大小的差异，本发明的内窥镜系统具有：第一内窥镜，其具备具有第一视场角且是单焦点的第一观察光学系统；第二内窥镜，其具备具有比上述第一视场角更大的第二视场角且是单焦点的第二观察光学系统；以及处理器，其与上述第一内窥镜和上述第二内窥镜连接，显示上述第一内窥镜和上述第二内窥镜拍摄的部位的观察图像，上述内窥镜系统中，与从上述第一内窥镜前端部的第一前端面到上述第一观察光学系统的最短对焦点的第一距离相比，从上述第二内窥镜插入部的第二前端面到上述第二观察光学系统的最短对焦点的第二距离更短。

