



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101778592 B

(45) 授权公告日 2013. 10. 02

(21) 申请号 200880103263. 8

(22) 申请日 2008. 08. 08

(30) 优先权数据

2007-211124 2007. 08. 13 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 02. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/064350 2008. 08. 08

(87) PCT申请的公布数据

W02009/022667 JA 2009. 02. 19

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 河野宏尚

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

A61B 1/06(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2007-159641 A, 2007. 06. 28,

JP 特开 2002-191547 A, 2002. 07. 09,

JP 特开 2006-314680 A, 2006. 11. 24,

审查员 初博

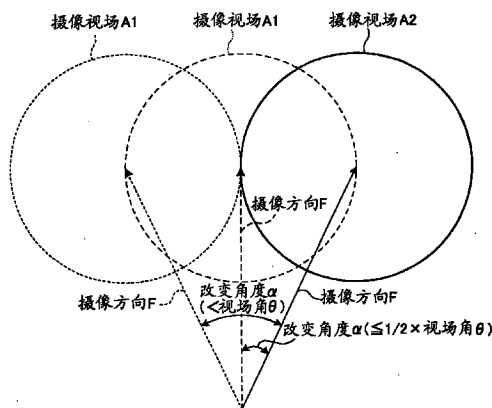
权利要求书5页 说明书34页 附图23页

(54) 发明名称

体内观察系统

(57) 摘要

本发明提供一种体内观察系统和体内观察方法。本发明以能可靠地拍摄在体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群为目的。本发明的体内观察系统(1)包括:被导入到在被检体的体内的胶囊型内窥镜(2);相对于被检体内部的胶囊型内窥镜2产生外部磁场的磁场产生部(3);以及控制磁场产生部(3)的控制部(11)。胶囊型内窥镜(2)包括:利用照明光对被检体的体内进行照明的照明部;依次拍摄被该照明部照明的被检体的体内图像的摄像部。控制部(11)以角速度值小于该摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使磁场产生部(3)改变外部磁场的磁场方向,追随该磁场方向来使磁场产生部(3)以该角速度改变胶囊型内窥镜(2)的摄像方向。



CN 101778592 B

1. 一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:
照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;
摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;
方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;

控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角;

上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化;

上述角速度值小于等于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的一半。

2. 根据权利要求 1 所述的体内观察系统,其特征在于,

上述控制部进行如下控制:上述摄像部每次拍摄体内图像,使上述摄像方向保持恒定时间,之后,利用上述方向变更部使上述摄像部的摄像方向变化这样的角度:该角度小于上述恒定时间、上述摄像部的帧速率和上述视场角相乘的积且小于上述视场角。

3. 根据权利要求 2 所述的体内观察系统,其特征在于,

上述控制部具有掌控上述摄像部拍摄上述体内图像的拍摄时机和拍摄时间的掌控部,与由该掌控部掌控的拍摄时机相对应地使上述方向变更部保持上述摄像部的摄像方向恒定时间。

4. 根据权利要求 1 所述的体内观察系统,其特征在于,

该体内观察系统具有在内部固定配置有上述照明部和上述摄像部的胶囊型壳体,

上述胶囊型壳体是被导入到上述被检体的体内并利用上述摄像部获取上述被检体的体内图像群的胶囊型内窥镜的壳体,

上述方向变更部改变上述胶囊型内窥镜相对于上述被检体的相对方向,而改变上述摄像部的摄像方向。

5. 根据权利要求 1 所述的体内观察系统,其特征在于,

该体内观察系统具有胶囊型壳体,该胶囊型壳体内置有上述照明部、上述摄像部、上述方向变更部和上述控制部,并被导入到上述被检体的体内,

上述方向变更部驱动上述摄像部相对于上述胶囊型壳体旋转来改变上述摄像部的摄像方向,

上述控制部控制上述方向变更部所驱动的上述摄像部旋转的角速度。

6. 一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:

照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;

摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;

方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;

控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角;

上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化;

上述摄像部按照规定的顺序切换多种摄像条件来依次拍摄上述被检体的体内图像，

上述控制部使上述方向变更部以角速度值小于用上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值除以上述摄像条件的种类数所得到的商值的上述角速度来改变上述摄像部的摄像方向。

7. 一种体内观察系统，用于观察被检体的体内，其特征在于，包括：

照明部，其利用照明光对上述被检体的体内进行照明；

摄像部，其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像；

方向变更部，其用于改变上述摄像部的摄像方向；

控制部，其控制上述方向变更部，使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角；

上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化；

上述角速度值小于等于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值除以上述体内图像的摄像条件的种类数所得到的商值的一半。

8. 一种体内观察系统，用于观察被检体的体内，其特征在于，包括：

照明部，其利用照明光对上述被检体的体内进行照明；

摄像部，其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像；

方向变更部，其用于改变上述摄像部的摄像方向；

控制部，其控制上述方向变更部，使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角；

上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化；

在上述摄像部的受光面的一条边的像素数小于等于与该一条边对应的上述体内图像的显示系统的一条边的像素数的情况下，上述控制部使上述方向变更部以角速度值小于用上述摄像部的受光面的各像素内所拍摄的角度最小值除以上述摄像部的拍摄时间所得到的商值的角速度改变上述摄像部的摄像方向，在上述摄像部的受光面的一条边的像素数超过上述显示系统的一条边的像素数的情况下，使上述方向变更部以角速度值小于用上述显示系统的各像素内所显示的角度最小值除以上述摄像部的拍摄时间所得到的商值的角速度改变上述摄像部的摄像方向。

9. 根据权利要求 8 所述的体内观察系统，其特征在于，

上述拍摄时间与上述照明光的发光时间相同，

上述照明部与上述体内图像的摄像条件相对应地使上述照明光的发光时间变化。

10. 一种体内观察系统，用于观察被检体的体内，其特征在于，包括：

照明部，其利用照明光对上述被检体的体内进行照明；

摄像部，其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像；

方向变更部，其用于改变上述摄像部的摄像方向；

控制部，其控制上述方向变更部，使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边

使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角；

上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化；

上述控制部具有掌控部,上述掌控部用于掌控上述摄像部拍摄上述体内图像的拍摄时机和拍摄时间,

在上述摄像部的一条边的像素数小于等于与该一条边对应的上述体内图像的显示系统的一条边的像素数的情况下,上述控制部在上述拍摄时机使上述方向变更部以角速度值小于用上述摄像部的各像素内所摄像的角度的最小值除以上述拍摄时间所得到的商值的角速度改变上述摄像部的摄像方向,在上述摄像部的一条边的像素数超过上述显示系统的一条边的像素数的情况下,在上述拍摄时机使上述方向变更部以角速度值小于用上述显示系统的各像素内所显示的角度最小值除以上述拍摄时间所得到的商值的角速度改变上述摄像部的摄像方向。

11. 根据权利要求 10 所述的体内观察系统,其特征在于,

上述拍摄时间与上述照明光的发光时间相同,

上述照明部与上述体内图像的摄像条件相对应地使上述照明光的发光时间变化。

12. 一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:

照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;

摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;

方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;

控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角;

上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化;

该体内观察系统具有输入上述摄像部的摄像方向的变化量的输入部,

上述控制部控制上述方向变更部,根据由向上述输入部输入的输入量得到的变化量,使上述角速度变化,在上述输入量最大的情况下上述角速度成为最大,

上述角速度的最大值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值。

13. 一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:

照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;

摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;

方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;

控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角;

上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化;

该体内观察系统具有输入上述摄像部的摄像方向的变化量的输入部,

上述控制部使上述角速度根据向上述输入部输入的输入量而变化。

14. 一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:

照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;

摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;

方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;

控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的2张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角;

该体内观察系统具有在内部固定配置有上述照明部和上述摄像部的胶囊型壳体,

上述胶囊型壳体是被导入到上述被检体的体内并利用上述摄像部获取上述被检体的体内图像群的胶囊型内窥镜的壳体,

上述方向变更部改变上述胶囊型内窥镜相对于上述被检体的相对方向,而改变上述摄像部的摄像方向;

上述胶囊型壳体具有追随外部磁场而改变上述胶囊型内窥镜的姿势的磁性体,

上述方向变更部从上述被检体的体外对体内的上述磁性体施加上述外部磁场,改变该施加的上述外部磁场的磁场方向来改变上述胶囊型内窥镜的姿势,同时改变上述摄像部的摄像方向,

上述控制部控制上述方向变更部所改变的上述外部磁场的磁场方向的角度。

15. 一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:

照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;

摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;

方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;

控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的2张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角;

该体内观察系统具有在内部固定配置有上述照明部和上述摄像部的胶囊型壳体,

上述胶囊型壳体是被导入到上述被检体的体内并利用上述摄像部获取上述被检体的体内图像群的胶囊型内窥镜的壳体,

上述方向变更部改变上述胶囊型内窥镜相对于上述被检体的相对方向,而改变上述摄像部的摄像方向;

该体内观察系统具有载置上述被检体的载置部,

上述胶囊型内窥镜在偏离上述胶囊型壳体中心的位置具有重心,上述胶囊型内窥镜在被导入到上述被检体的体内的液体中维持由上述重心所规定的特定姿势,

上述方向变更部驱动上述载置部旋转,以改变上述被检体相对于维持上述特定姿势的上述胶囊型内窥镜的姿势,从而改变上述摄像部相对于上述被检体的相对摄像方向,

上述控制部控制上述方向变更部所驱动的上述载置部旋转的角速度。

16. 一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:

照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;

摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;

方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;

控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像方向、一边使上述摄像部拍摄连续的2张体内图像时的上述摄像方向的角度差为小于等于上述摄像部的视场角;

该体内观察系统具有细长的插入部,该插入部在顶端部内部固定配置有上述摄像部,该插入部从上述顶端部侧插入到上述被检体的体内,

上述方向变更部驱动上述插入部的顶端部弯曲来改变上述摄像部的摄像方向,上述控制部控制上述方向变更部所驱动的上述插入部的顶端部弯曲的角速度。

体内观察系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于观察患者等被检体的内脏器官内部的体内观察系统和体内观察方法。

背景技术

[0002] 以往,在内窥镜的领域中,开发出了被导入到被检体的内脏器官内部来拍摄内脏器官内部的图像(下文中有时称为体内图像)的胶囊型内窥镜。胶囊型内窥镜在胶囊型壳体内部具有摄像功能和无线通信功能,作为获取被检体的体内图像群的体内图像获取装置而发挥作用。该胶囊型内窥镜被患者等被检体口服摄取,之后,直到自然排出到被检体外部的期间,利用蠕动运动等在消化管内移动并且依次拍摄被检体的体内图像,将所拍摄的各体内图像依次无线发送到被检体外部的接收装置。

[0003] 该接收装置由被检体携带,从该被检体内部的胶囊型内窥镜接收体内图像群,将接收到的体内图像群存储到能装卸的存储介质内。存储有该体内图像群的存储介质从该接收装置上卸下,被插入到规定的图像显示装置。图像显示装置通过该存储介质获取被检体的体内图像群,将该被检体的体内图像群显示到显示器上。医生或护士等用户通过观察显示在该图像显示装置的各体内图像来检查被检体的内脏器官内部,进行该被检体的诊断。

[0004] 而且,近年来提出了利用磁力引导该被检体内部的胶囊型内窥镜的磁性引导系统(例如,参照专利文献1)。在该磁性引导系统中,胶囊型内窥镜除了上述摄像功能和无线通信功能之外,还具有沿胶囊型壳体的长度方向磁化的磁铁,由被检体外部的磁场产生装置所形成的外部磁场引导该胶囊型内窥镜。该胶囊型内窥镜利用该磁场产生装置的外部磁场控制摄像方向,在被检体的内脏器官内部改变摄像方向的同时,拍摄该内脏器官内部的体内图像群。

[0005] 专利文献1:日本特开2006-68501号公报

[0006] 不过,在如上所述那样利用外部磁场来使被检体内部的胶囊型内窥镜的摄像方向发生变化,并且使该胶囊型内窥镜按照时间序列依次拍摄体内图像群的情况下,有可能拍摄到在时间上相邻的体内图像间不存在重复的图像部分的不连续的体内图像群。即,在被拍摄了该体内图像群的内脏器官内部,有可能存在未被胶囊型内窥镜拍摄的拍摄遗漏部分。因此,难以无死角地观察(检查)被检体的内脏器官内部。

发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述情况而做成的,目的在于提供一种能够可靠地拍摄在体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群的体内观察系统和体内观察方法。

[0008] 为了解决上述课题,达到目的,本发明提供一种体内观察系统,用于观察被检体的体内,其特征在于,包括:照明部,其利用照明光对上述被检体的体内进行照明;摄像部,其依次拍摄被上述照明光照明的上述被检体的体内图像;方向变更部,其用于改变上述摄像部的摄像方向;控制部,其控制上述方向变更部,使得一边使上述方向变更部改变上述摄像

方向、一边使上述摄像部拍摄连续的 2 张体内图像时的上述摄像方向的角度差小于等于上述摄像部的视场角。

[0009] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述控制部进行如下控制:上述摄像部每次拍摄体内图像,都使上述摄像方向保持恒定时间,之后,利用上述方向变更部使上述摄像部的摄像方向变化这样的角度:该角度小于上述恒定时间、上述摄像部的帧速率(frame rate)和上述视场角相乘的积且小于上述视场角。

[0010] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述控制部利用上述方向变更部以角速度值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使上述摄像部的摄像方向变化。

[0011] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述摄像部按照规定的顺序切换多种摄像条件来依次拍摄上述被检体的体内图像,上述控制部使上述方向变更部以角速度值小于用上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值再除以上述摄像条件的种类数所得到的商值的角速度,来改变上述摄像部的摄像方向。

[0012] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述角速度小于等于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值的一半。

[0013] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述角速度小于等于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值再除以上述体内图像的摄像条件的种类数所得到的商值的一半。

[0014] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,在上述摄像部的一边的像素数小于等于与该一边对应的上述体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,上述控制部使上述方向变更部以角速度值小于用上述摄像部的各像素内所拍摄的角度最小值除以上述摄像部的拍摄时间所得到的商值的角速度,来改变上述摄像部的摄像方向;上述摄像部的一边的像素数超过上述显示系统的一边的像素数的情况下,使上述方向变更部以角速度值小于用上述显示系统的各像素内所显示的角度最小值除以上述摄像部的拍摄时间所得到的商值的角速度,来改变上述摄像部的摄像方向。

[0015] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述控制部具有掌控部,上述掌控部用于掌控上述摄像部拍摄上述体内图像的拍摄时机(timing)、拍摄时间,在上述摄像部的一边的像素数小于等于与该一边对应的上述体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,上述控制部在上述拍摄时机使上述方向变更部以角速度值小于用上述摄像部的各像素内所摄像的角度最小值除以上述拍摄时间所得到的商值的角速度,来改变上述摄像部的摄像方向;在上述摄像部的一边的像素数超过上述显示系统的一边的像素数的情况下,在上述拍摄时机使上述方向变更部以角速度值小于用上述显示系统的各像素内所显示的角度最小值除以上述拍摄时间所得到的商值的角速度,来改变上述摄像部的摄像方向。

[0016] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,该体内观察系统具有输入上述摄像部的摄像方向的变化量的输入部,上述控制部控制上述方向变更部,使得上述角速度根据向上述输入部输入的输入量而变化,在上述输入量最大的情况下上述角速度成为最大,上述角速度的最大值小于上述摄像部的帧速率和视场角的乘积值。

[0017] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,该体内观察系

统具有输入上述摄像部的摄像方向的变化量的输入部,上述控制部根据向上述输入部输入的输入量而使上述角速度变化。

[0018] 而且,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述控制部具有掌控上述摄像部拍摄上述体内图像的拍摄时机、拍摄时间的掌控部,与由该掌控部掌控的拍摄时机相对应地使上述方向变更部保持上述摄像部的摄像方向恒定时间。

[0019] 而且,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,该体内观察系统具有在内部固定配置有上述照明部和上述摄像部的胶囊型壳体,上述胶囊型壳体是被导入到上述被检体的体内并利用上述摄像部获取上述被检体的体内图像群的胶囊型内窥镜的壳体,上述方向变更部改变上述胶囊型内窥镜相对于上述被检体的相对方向,从而改变上述摄像部的摄像方向。

[0020] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述胶囊型壳体具有追随外部磁场而改变上述胶囊型内窥镜的姿势的磁性体,上述方向变更部从上述被检体的体外对体内的上述磁性体施加上述外部磁场,改变该施加的上述外部磁场的磁场方向来改变上述胶囊型内窥镜的姿势,并改变上述摄像部的摄像方向,上述控制部控制上述方向变更部所改变的上述外部磁场的磁场方向的角速度。

[0021] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,该体内观察系统具有载置上述被检体的载置部,上述胶囊型内窥镜在偏离于上述胶囊型壳体的中心的位置具有重心,上述胶囊型内窥镜在被导入到上述被检体的体内的液体中维持由上述重心所规定的特定姿势,上述方向变更部驱动上述载置部旋转,使得相对于维持上述特定姿势的上述胶囊型内窥镜改变上述被检体的姿势,改变上述摄像部相对于上述被检体的相对摄像方向,上述控制部控制上述方向变更部所驱动的上述载置部旋转的角速度。

[0022] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,该体内观察系统具有胶囊型壳体,该胶囊型壳体被导入到上述被检体的体内,内置有上述照明部、上述摄像部、上述方向变更部和上述控制部,上述方向变更部驱动上述摄像部相对于上述胶囊型壳体旋转来改变上述摄像部的摄像方向,上述控制部控制上述方向变更部所驱动的上述摄像部旋转的角速度。

[0023] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,该体内观察系统具有细长的插入部,该插入部在顶端部内固定配置有上述摄像部,从上述顶端部侧插入到上述被检体的体内,上述方向变更部驱动上述插入部的顶端部弯曲来改变上述摄像部的摄像方向,上述控制部控制上述方向变更部所驱动的上述插入部的顶端部弯曲的角速度。

[0024] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述拍摄时间与上述照明光的发光时间相同,上述照明部与上述体内图像的摄像条件相对应地使上述照明光的发光时间变化。

[0025] 另外,本发明的体内观察系统,在上述发明的基础上,其特征在于,上述拍摄时间与上述照明光的发光时间相同,上述照明部与上述体内图像的摄像条件相对应地使上述照明光的发光时间变化。

[0026] 另外,本发明的体内观察方法,其通过观察由被导入到被检体的内脏器官内部的体内图像获取装置所拍摄的上述被检体的各体内图像来观察上述被检体的内脏器官内部,其特征在于,包括以下步骤:由上述体内图像获取装置拍摄上述被检体的第1体内图像的

第 1 拍摄步骤 ; 改变上述体内图像获取装置的摄像方向的摄像方向变更步骤 ; 以及利用由上述摄像方向变更步骤 改变了摄像方向的上述体内图像获取装置拍摄上述被检体的第 2 体内图像的第 2 拍摄步骤, 上述摄像方向变更步骤改变上述体内图像获取装置的摄像方向, 使得上述第 1 体内图像和上述第 2 体内图像具有互相重复的图像部分。

[0027] 另外, 本发明的被检体内观察方法, 在上述发明的基础上, 其特征在于, 该体内观察方法还包括 : 将液体导入到上述被检体的内脏器官内部的液体导入步骤 ; 以及将在上述液体中维持特定漂浮姿势的作为上述体内图像获取装置的胶囊型内窥镜导入到上述被检体的内脏器官内部的胶囊导入步骤, 上述摄像方向变更步骤通过改变上述被检体的姿势来改变上述胶囊型内窥镜的摄像方向。

[0028] 另外, 本发明的被检体内观察方法, 在上述发明的基础上, 其特征在于, 上述摄像方向变更步骤以角速度值小于上述胶囊型内窥镜的帧速率和上述胶囊型内窥镜的视场角的乘积值的角速度, 来改变上述被检体的姿势, 从而改变上述胶囊型内窥镜的摄像方向。

[0029] 另外, 本发明的被检体内观察方法, 在上述发明的基础上, 其特征在于, 上述摄像方向变更步骤以角速度值小于用内置在上述胶囊型内窥镜的固体摄像元件的各像素内所拍摄的角度最小值除以上述胶囊型内窥镜的拍摄时间所得到的商值的角速度, 来改变上述被检体的姿势, 从而改变上述胶囊型内窥镜的摄像方向。

[0030] 本发明的体内观察系统构成为以小于该摄像部的视场角和帧速率的乘积值的角速度改变对由照明光所照明的被检体的体内图像进行拍摄的摄像部的摄像方向。因此, 从开始拍摄 1 帧体内图像到开始拍摄下一帧的体内图像的期间, 能将摄像部的摄像方向的改变角度维持成小于该摄像部的视场角, 由此, 能够使随着摄像方向的改变而进行位移的各摄像视场的至少一部分的视场区域互相重复。结果, 起到如下效果 : 按照时间序列依次拍摄了被检体的体内图像群的情况下, 能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0031] 另外, 本发明的被检体内观察方法利用被导入到被检体的内脏器官内部的体内图像获取装置拍摄上述被检体的第 1 体内图像, 之后, 改变上述体内图像获取装置的摄像方向, 利用改变了该摄像方向的上述体内图像获取装置拍摄上述被检体的第 2 体内图像, 而且, 改变上述体内图像获取装置的摄像方向时, 上述第 1 体内图像和上述第 2 体内图像具有互相重复的图像部分。因此, 从开始拍摄 1 帧体内图像到开始拍摄下一帧的体内图像的期间, 能将摄像部的摄像方向的改变角度维持成小于该摄像部的视场角, 由此, 能够使随着摄像方向的改变而进行位移的各摄像视场的至少一部分的视场区域互相重复。结果, 起到如下效果 : 按照时间序列依次拍摄了被检体的体内图像群的情况下, 能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

附图说明

[0032] 图 1 是示意性地表示本发明的实施方式 1 的体内观察系统的一构成例子的框图。

[0033] 图 2 是表示本发明的实施方式 1 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。

[0034] 图 3 是例示了由胶囊型内窥镜拍摄体内图像的拍摄时机的示意图。

[0035] 图 4 是例示通过控制磁场产生部产生的外部磁场的磁场方向来控制胶囊型内窥镜的摄像方向的控制部的处理工序的流程图。

[0036] 图 5 是例示胶囊型内窥镜追随外部磁场的磁场方向来改变摄像方向并且依次拍摄体内图像的状态的示意图。

[0037] 图 6 是例示随着摄像方向的改变而进行位移的胶囊型内窥镜的摄像视场的示意图。

[0038] 图 7 是例示随着摄像方向的改变而胶囊型内窥镜的摄像视场偏离的状态的示意图。

[0039] 图 8 是示意性地表示本发明的实施方式 2 的体内观察系统的一构成例子的框图。

[0040] 图 9 是表示本发明的实施方式 2 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。

[0041] 图 10 是例示由具有多种摄像条件的胶囊型内窥镜拍摄体内图像的拍摄时机的示意图。

[0042] 图 11 是例示胶囊型内窥镜追随外部磁场的磁场方向来改变摄像方向并依次拍摄多种摄像条件的体内图像的状态的示意图。

[0043] 图 12 是示意性地表示本发明的实施方式 3 的体内观察系统的一构成例子的框图。

[0044] 图 13 是表示本发明的实施方式 3 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。

[0045] 图 14 是例示胶囊型内窥镜随着床的旋转驱动而相对于被检体改变摄像方向并依次拍摄体内图像的状态的示意图。

[0046] 图 15 是示意性地表示本发明的实施方式 4 的体内观察系统的一构成例子的框图。

[0047] 图 16 是表示本发明的实施方式 4 的胶囊型内窥镜的一构成例子的示意图。

[0048] 图 17 是例示在驱动部的作用下胶囊型内窥镜的摄像方向变化的状态的示意图。

[0049] 图 18 是示意性地表示本发明的实施方式 5 的体内观察系统的一构成例子的框图。

[0050] 图 19 是例示作为本发明的实施方式 5 的体内图像获取装置的一个例子的内窥镜装置的插入部顶端的内部构成的纵剖示意图。

[0051] 图 20 是例示由内窥镜装置拍摄体内图像的拍摄时机的示意图。

[0052] 图 21 是例示通过控制弯曲驱动部的驱动来控制摄像部的摄像方向的控制部的处理工序的流程图。

[0053] 图 22 是例示摄像部随着插入部的弯曲驱动而改变摄像方向并以面顺序法 (plane sequential method) 依次拍摄体内图像的状态的示意图。

[0054] 图 23 是例示随着摄像方向的改变各分光图像的摄像视场偏离的状态的示意图。

[0055] 图 24 是例示由切换照明光的发光波长的胶囊型内窥镜拍摄体内图像的拍摄时机的示意图。

[0056] 图 25 是例示通过被检体的体位改变来改变胶囊型内窥镜的摄像方向的状态的示意图。

[0057] 附图标记的说明

[0058] 1、31、41、51、61、体内观察系统；2、32、42、52、胶囊型内窥镜；3、磁场产生部；4、线圈用电源；5、接收天线；6、接收部；7、位置姿势检测部；8、70、输入部；9、显示部；10、71、存储部；11、33、46、56、72、控制部；11a、33a、磁场控制部；11b、33b、46b、55b、72c、速度设定部；20、壳体；20a、筒状胴部；20b、光学圆顶；21、照明部；23、69、摄像部；23a、69a、光学系统；23b、69b、固体摄像元件；24、信号处理部；25、发送部；26、36、55、控制部；27、电池；43、101、床；43a ~ 43c、束缚带；44、54、驱动部；45、支承部；46a、55a、72b、驱动控制部；53、摄

像机构 ;62、内窥镜装置 ;63、图像显示装置 ;63a、电缆 ;64、内窥镜主体 ;64a、插入部 ;64b、顶端部 ;65、弯曲驱动部 ;66、操作部 ;67、光导件 ;68、照明部 ;68a、发光元件 ;68b、彩色滤光片群 ;72a、摄像控制部 ;100、被检体。

具体实施方式

[0059] 参照附图,详细地说明本发明的体内观察系统和体内观察方法的最佳的实施方式。另外,本发明不限于该实施方式。

[0060] 实施方式 1

[0061] 图 1 是示意性地表示本发明的实施方式 1 的体内观察系统的一构成例子的框图。如图 1 所示,该实施方式 1 的体内观察系统 1 包括:被导入到患者等被检体(未图示)的内脏器官内部的胶囊型内窥镜 2;产生用于对该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 进行磁性引导的外部磁场的磁场产生部 3;对磁场产生部 3 的线圈(电磁铁)供给电流的线圈用电源 4。体内观察系统 1 还包括:被配置在该被检体的身体表面上的多个接收天线 5;通过上述多个接收天线 5 接收来自胶囊型内窥镜 2 的图像信号的接收部 6;用于检测该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的当前位置和当前姿势的位置姿势检测部 7。而且,体内观察系统 1 还包括:输入各种信息的输入部 8;显示该被检体的体内图像等各种信息的显示部 9;存储各种信息的存储部 10;控制该体内观察系统 1 的各构成部的控制部 11。

[0062] 胶囊型内窥镜 2 是获取被检体的体内图像群的体内图像获取装置的一个例子,具有拍摄被检体的体内图像的摄像功能和将利用该摄像功能所拍摄的体内图像无线发送到被检体外部的无线通信功能。具体来说,胶囊型内窥镜 2 被导入到患者等被检体的内脏器官内部,利用蠕动运动等而在该被检体的内脏器官内部移动。该胶囊型内窥镜 2 直到被自然排出到被检体的体外的期间内,依次获取该被检体的体内图像并将所获取的包含体内图像在内的图像信号依次无线发送到被检体外部的接收部 6。另外,胶囊型内窥镜 2 内置有永磁铁等磁性体或电磁铁(以下简称为磁铁),被磁场产生部 3 在被检体的体外所形成的外部磁场所引导。另外,该胶囊型内窥镜 2 的详细构成如后述。

[0063] 磁场产生部 3 是通过组装有多个亥姆霍兹线圈等电磁铁来实现的,产生能引导被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的磁场(外部磁场)。具体来说,确定了一个由正交的 3 个轴(x 轴、y 轴、z 轴)构成的 3 轴正交坐标系(以下、称为 xyz 轴坐标系),磁场产生部 3 相对于该 xyz 轴坐标系的各轴方向(x 轴方向、y 轴方向、z 轴方向)分别产生期望强度的磁场。磁场产生部 3 将例如载置在床等上的状态的被检体(未图示)置于 xyz 轴坐标系的空间内部(即由磁场产生部 3 的多个电磁铁所围成的空间内部),对该被检体内部的胶囊型内窥镜 2(详细地说是后述的磁铁 28)施加由该 xyz 轴坐标系的各轴方向的磁场所形成的外部磁场、即 3 维的旋转磁场或 3 维的梯度磁场。磁场产生部 3 利用该外部磁场的磁性引力或磁性斥力将该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 引导(进行位移)到期望的位置。

[0064] 另外,磁场产生部 3 作为改变该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的摄像方向的方向变更部件而发挥作用。具体来说,磁场产生部 3 通过改变上述外部磁场的磁场方向,改变该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的姿势,即、胶囊型内窥镜 2 相对于该被检体的相对方向。由此,磁场产生部 3 改变该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的摄像方向(详细地说,是后述的摄像部 23 的摄像方向)。另外,通过由线圈用电源 4 供给的交流电流(来自线圈用电源 4 的

通电量)控制该磁场产生部3所产生的xyz轴坐标系的各轴方向的磁场(即、旋转磁场和梯度磁场等外部磁场)。

[0065] 另外,该xyz轴坐标系既可以是如上所述那样相对于磁场产生部3所确定(即被固定于磁场产生部3的)的3轴正交坐标系,也可以是相对于在脏器内部包含胶囊型内窥镜2的被检体(未图示)固定的3轴正交坐标系,又可以是相对于载置该被检体的床(未图示)固定的3轴正交坐标系。

[0066] 线圈用电源4用于对磁场产生部3供给用于产生对被检体内部的胶囊型内窥镜2施加的外部磁场的电流。该线圈用电源4基于控制部11的控制,对磁场产生部3的多个电磁铁供给交流电流来产生上述的xyz轴坐标系的各轴方向的磁场。

[0067] 多个接收天线5用于捕捉来自被导入到被检体内部的胶囊型内窥镜2的无线信号。具体来说,多个接收天线5被分散配置在将上述胶囊型内窥镜2导入到脏器内部的被检体的身体表面上,对来自通过该脏器内部的胶囊型内窥镜2的无线信号进行捕捉。多个接收天线5将来自该胶囊型内窥镜2的无线信号发送到接收部6。另外,来自该胶囊型内窥镜2的无线信号与含有胶囊型内窥镜2利用摄像功能所获取的被检体的体内图像的图像信号相对应。

[0068] 接收部6与上述多个接收天线5相连接,通过上述多个接收天线5接收来自胶囊型内窥镜2的图像信号。具体来说,接收部6选择上述多个接收天线5中的接收电场强度最高的接收天线,通过该选择的接收天线接收来自胶囊型内窥镜2的无线信号。接收部6对该接收的来自胶囊型内窥镜2的无线信号进行解调处理等,抽取该无线信号所包含的图像信号,将该抽取的图像信号发送给控制部11。

[0069] 位置姿势检测部7对被检体内部的胶囊型内窥镜2的位置和姿势进行3维检测。具体来说,位置姿势检测部7基于控制部11的控制,在上述xyz轴坐标系的3轴方向中的2个轴方向上产生磁场,在该2个轴方向各磁场的作用下,从被检体内部的胶囊型内窥镜2产生感应磁场。位置姿势检测部7在上述xyz轴坐标系的2个轴方向上检测来自该被检体内部的胶囊型内窥镜2的感应磁场的磁场强度和磁场方向。位置姿势检测部7以该感应磁场的检测结果为基础,算出上述xyz轴坐标系中的胶囊型内窥镜2的空间座标、方向矢量(胶囊型内窥镜2的长度方向和径向的各方向矢量)。位置姿势检测部7以该xyz轴坐标系中的胶囊型内窥镜2的空间座标和方向矢量为基础,对该被检体内部的胶囊型内窥镜2的当前位置和当前姿势进行3维检测。位置姿势检测部7将这样检测到的被检体内部中的胶囊型内窥镜2的当前位置信息和当前姿势信息发送给控制部11。

[0070] 另外,该胶囊型内窥镜2的姿势由胶囊型内窥镜2所具有的胶囊型壳体的长度方向和由该胶囊型壳体的径向(与胶囊型壳体的长度方向垂直的方向)所规定的胶囊型内窥镜2的长轴中心的旋转状态决定。

[0071] 输入部8是采用键盘和鼠标等输入设备来实现的,根据由医生或护士等用户输入的操作,将各种信息输入到控制部11。由该输入部8输入到控制部11的各种信息例如是对控制部11发出指令的指令信息、与胶囊型内窥镜2的摄像功能有关的信息、被检体的患者信息、被检体的检查信息等。另外,与胶囊型内窥镜2的摄像功能有关的信息例如是依次拍摄被检体的体内图像时的帧速率、视场角、体内图像的一边的像素数、光学系统的焦点位置或拍摄时间等体内图像的摄像条件等。另外,被检体的患者信息是被检体的患者名、

患者 ID、出生年月日、性别、年龄等,被检体的检查信息是指定对被检体实施的胶囊型内窥镜检查(用于将胶囊型内窥镜 2 导入到消化管内部来观察消化管内部的检查)的检查 ID、检查日等。

[0072] 显示部 9 是采用 CRT 显示器或液晶显示器等各种显示器来实现的,显示由控制部 11 发出的显示指令的各种信息。具体来说,显示部 9 显示胶囊型内窥镜 2 所拍摄的被检体的体内图像群、被检体的患者信息和被检体的检查信息等对胶囊型内窥镜检查有用的信息。医生或护士等用户观察被显示在该显示部 9 上的体内图像群,通过观察该体内图像群来检查被检体的内脏器官内部。另外,显示部 9 显示对被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的当前位置信息和当前姿势信息等对胶囊型内窥镜 2 的磁性引导有用的信息。

[0073] 存储部 10 是采用 RAM、EEPROM、闪存或硬盘等可重写地保存信息的各种存储介质来实现的。存储部 10 存储了控制部 11 所发出的存储指令的各种信息并从所存储的各种信息之中将控制部 11 所发出的读取指令的信息发送到控制部 11。该存储部 10 存储的信息例如是被检体的体内图像群、被检体的患者信息和检查信息、被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的当前位置信息和当前姿势信息、与胶囊型内窥镜 2 的摄像功能有关的信息等。

[0074] 控制部 11 控制体内观察系统 1 的各构成部(磁场产生部 3、线圈用电源 4、接收部 6、位置姿势检测部 7、输入部 8、显示部 9 和存储部 10)的动作,控制该各构成部间的信号的输入输出。具体来说,控制部 11 基于由输入部 8 输入的指令信息,控制上述接收部 6、位置姿势检测部 7、显示部 9 和存储部 10 的各动作。另外,控制部 11 基于由输入部 8 输入的指令信息,控制线圈用电源 4 对磁场产生部 3 的通电量,通过控制该线圈用电源 4,控制上述磁场产生部 3 的磁场产生动作。这种情况下,控制部 11 控制磁场产生部 3、接收部 6 和位置姿势检测部 7 的各动作时刻,以便磁场产生部 3 对胶囊型内窥镜 2 产生外部磁场的时刻、接收部 6 接收来自胶囊型内窥镜 2 的无线信号的时刻、位置姿势检测部 7 检测胶囊型内窥镜 2 的当前位置和当前姿势的时刻不重叠。

[0075] 另外,控制部 11 具有磁场控制部 11a 和速度设定部 11b,通过控制磁场产生部 3 对被检体内部的胶囊型内窥镜 2 施加的外部磁场,控制该被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的引导(被检体内部的位移和姿势变更中的至少一个)。具体来说,速度设定部 11b 以由输入部 8 输入的和胶囊型内窥镜 2 的摄像功能有关的信息(例如帧速率、视场角、体内图像的一边的像素数和摄像条件)为基础而算出角速度,将该算出的角速度设定为改变由该磁场产生部 3 产生的外部磁场的磁场方向时的角速度。磁场控制部 11a 通过控制线圈用电源 4 对磁场产生部 3 的通电量,控制磁场产生部 3 施加在被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的外部磁场(梯度磁场或旋转磁场)的磁性引力、磁性斥力和磁场方向。该磁场控制部 11a 使磁场产生部 3 以由速度设定部 11b 设定的角速度改变外部磁场的磁场方向(即,追随该外部磁场而改变姿势的胶囊型内窥镜 2 的摄像方向)。

[0076] 另外,控制部 11 具有以被上述接收部 6 解调的图像信号为基础来生成(重新构建)被检体的体内图像的图像处理功能。具体来说,控制部 11 从接收部 6 获取图像信号,对该获取的图像信号进行规定的图像处理,生成被检体的体内图像。控制部 11 将这样生成的被检体的体内图像依次存储到存储部 10,基于来自输入部 8 的指令信息,使显示部 9 显示该被检体的体内图像群。

[0077] 接着,详细地说明本发明的实施方式 1 的体内图像获取装置的一个例子的胶囊型

内窥镜 2 的构成。图 2 是表示本发明的实施方式 1 的胶囊型内窥镜 2 的一构成例子的示意图。图 3 是例示由胶囊型内窥镜 2 拍摄体内图像的拍摄时机的示意图。如图 2 所示, 胶囊型内窥镜 2 具有形成为容易导入到被检体的内脏器官内部那样大小的胶囊型的壳体 20。而且, 胶囊型内窥镜 2 在该壳体 20 的内部包括: 对被检体的体内进行照明的照明部 21; 拍摄由照明部 21 照明的被检体的体内图像的摄像部 23; 生成由摄像部 23 拍摄了的体内图像的信号处理部 24; 将该体内图像无线发送到外部的发送部 25; 控制部 26; 对该胶囊型内窥镜 2 的各构成部供给电力的电池 27; 追随上述磁场产生部 3 的外部磁场而使壳体 20 动作的磁铁 28。

[0078] 壳体 20 是被形成为容易导入到患者等被检体的内脏器官内部那样大小的胶囊型的壳体, 作为胶囊型内窥镜 2 的外装壳体而发挥作用。该壳体 20 由具有筒状构造的筒状胴部 20a 和具有圆顶构造的光学圆顶 20b 形成, 液密地内置有多个照明部 21、摄像部 23、信号处理部 24、发送部 25、控制部 26、电池 27 和磁铁 28。筒状胴部 20a 是一端呈圆顶形状且另一端开口的筒状构造的外装构件, 在内部收容有多个照明部 21、摄像部 23、信号处理部 24、发送部 25、控制部 26、电池 27 和磁铁 28。在该筒状胴部 20a 的开口端部安装有光学圆顶 20b。光学圆顶 20b 是相对于规定的光波长频带透明的圆顶状的光学构件, 塞设于筒状胴部 20a 的开口端部。

[0079] 多个照明部 21 是采用 LED 等发光元件来实现的, 利用照明光对被检体的体内 (内脏器官内部) 进行照明。具体来说, 多个照明部 21 隔着光学圆顶 20b 对被检体的内脏器官内部照射照明光 (例如白色光), 利用该照明光, 透过光学圆顶 20b 对摄像部 23 的摄像视场即内脏器官内部进行照明。

[0080] 摄像部 23 被固定配置在壳体 20 的内部, 对由多个照明部 21 照明的被检体的体内图像进行拍摄。具体来说, 摄像部 23 具有聚光透镜等光学系统 23a 和 CMOS 图像传感器或 CCD 等固体摄像元件 23b。光学系统 23a 对来自上述照明部 21 照明的被检体的内脏器官内部 (即摄像部 23 的摄像视场) 的反射光进行聚光, 将被摄体图像成像在固体摄像元件 23b 的受光面上。固体摄像元件 23b 将受光面配置在该光学系统 23a 的焦点位置, 通过该受光面接受来自内脏器官内部的反射光, 对该接受的反射光进行光电变换处理, 生成体内图像的图像数据。

[0081] 如图 2 所示, 具有该光学系统 23a 和固体摄像元件 23b 的摄像部 23 具有视场角 θ [deg.], 在与胶囊型的壳体 20 的长度方向的中心轴线 CL 大致平行的摄像方向 F 上具有由该视场角 θ 规定的摄像视场 (下面、有时称为胶囊型内窥镜 2 的摄像视场)。这种情况下, 该摄像部 23 的光轴与壳体 20 的中心轴线 CL 大致平行, 最好是大致相同。另外, 该摄像部 23 以规定的帧速率 f [帧/秒] 依次拍摄位于该摄像视场内的内脏器官内部的体内图像。由该摄像部 23 拍摄的体内图像的图像数据依次发送到信号处理部 24。

[0082] 信号处理部 24 从摄像部 23 获取图像数据, 对该获取的图像数据进行规定的图像处理, 生成包含摄像部 23 拍摄的体内图像在内的图像信号。由该信号处理部 24 生成的图像信号依次发送到发送部 25。发送部 25 将上述摄像部 23 拍摄的体内图像依次无线发送到外部。具体来说, 发送部 25 获取由信号处理部 24 生成的图像信号 (即, 包含摄像部 23 拍摄的体内图像在内的图像信号), 对该获取的图像信号进行调制处理等, 生成调制了该图像信号的无线信号。发送部 25 将该无线信号依次发送到外部 (具体来说是图 1 所示的接收

部 6)。

[0083] 控制部 26 控制上述多个照明部 21、摄像部 23 和发送部 25,控制该胶囊型内窥镜 2 的各构成部之间的信号的输入输出。具体来说,如图 3 所示,控制部 26 使摄像部 23 在每个规定的摄像间隔 T 对多个照明部 21 利用照明光而照明的被检体的体内图像进行拍摄。这种情况下,控制部 26 在每个摄像间隔 T 使多个照明部 21 在发光时间 t 内同时发出照明光,并且与该照明光的发光时间 t 同时地使拍摄部 23 曝光。另外,控制部 26 按照时间序列将该摄像部 23 拍摄的体内图像依次无线发送到发送部 25。

[0084] 另外,由该控制部 26 控制的摄像部 23 的摄像间隔 T 是开始拍摄 1 帧体内图像到开始拍摄下一帧的体内图像的时间间隔,包括多个照明部 21 发出的照明光的发光时间 t、摄像部 23 的受光时间(曝光时间)、以及上述信号处理部 24 进行的体内图像的图像处理时间等。该摄像间隔 T 规定上述摄像部 23 的帧速率 f。即,摄像部 23 的帧速率 f 与该摄像间隔 T 的倒数相同。另外,由该控制部 26 控制的多个照明部 21 的发光时间 t 是摄像部 23 拍摄 1 帧体内图像时摄像时间的一个例子,与摄像部 23 的受光时间相同。

[0085] 磁铁 28 能利用上述磁场产生部 3(参照图 1)所形成的外部磁场引导胶囊型内窥镜 2。具体来说,磁铁 28 被配置在壳体 20 内部的规定位置,在规定的方向、例如壳体 20 的长度方向、更优选是与摄像部 23 的摄像方向 F 相同的方向上被磁化。该磁铁 28 追随上述磁场产生部 3 所形成的外部磁场而使壳体 20 动作。这种情况下,磁铁 28 利用磁场产生部 3 所形成的外部磁场的磁性引力或磁性斥力而使壳体 20 移动。在该磁铁 28 的作用下,胶囊型内窥镜 2 位移到被检体内部的期望的位置。另一方面,磁铁 28 追随磁场产生部 3 所形成的外部磁场的磁场方向的变化而使壳体 20 的姿势、即胶囊型内窥镜 2 的姿势变化。在该磁铁 28 的作用下,胶囊型内窥镜 2 相对于被检体的相对方向发生变化,并且摄像部 23 的摄像方向 F 被改变为被检体内部中所期望的方向。

[0086] 另外,图 2 中虽没有特别地图示,但在该胶囊型内窥镜 2 的壳体 20 内部配置有磁场产生线圈,该磁场产生线圈在上述位置姿势检测部 7 形成的磁场的作用下产生感应磁场。该磁场产生线圈例如是采用在正交的 2 个轴方向配置线圈的开口方向的 2 个线圈来实现的。

[0087] 接着,说明使磁场产生部 3 改变胶囊型内窥镜 2 相对于被检体的相对摄像方向 F 的控制部 11 的动作。图 4 是例示通过控制磁场产生部 3 所形成的外部磁场的磁场方向来控制胶囊型内窥镜 2 的摄像方向 F 的控制部 11 的工序的流程图。

[0088] 控制部 11 使磁场产生部 3 产生如上所述那样施加在被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的磁铁 28 上的外部磁场。然后,控制部 11 通过控制该外部磁场的磁场方向,使磁场产生部 3 改变胶囊型内窥镜 2 相对于该被检体的相对方向(即被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的姿势),结果,使磁场产生部 3 改变该胶囊型内窥镜 2 的摄像部 23 的摄像方向 F。

[0089] 即,如图 4 所示,控制部 11 首先设定使上述磁场产生部 3 改变磁场方向的外部磁场的角速度(步骤 S101)。在该步骤 S101 中,速度设定部 11b 获取摄像部 23 的视场角 θ 和帧速率 f、体内图像的一边的像素数 m、照明光的发光时间 t 作为由输入部 8 输入的与胶囊型内窥镜 2 的摄像功能有关的信息,适当采用该获取的各种信息来设定外部磁场的角速度。

[0090] 详细地说,速度设定部 11b 算出小于视场角 θ 和帧速率 f 的乘积值的角速度

$\omega 1$ [deg. / 秒], 将该算出的角速度 $\omega 1$ 设定为在上述摄像间隔 T 内改变外部磁场的磁场方向时的外部磁场的平均角速度。另外, 速度设定部 11b 算出角速度 $\omega 2$ [deg. / 秒], 该角速度 $\omega 2$ 小于用视场角 θ 除以体内图像的一边的像素数 m 与照明光的发光时间 t 的乘积值所得到的商值, 速度设定部 11b 将该算出的角速度 $\omega 2$ 设定为上述摄像间隔 T 中的拍摄时间 (例如发光时间 t) 内改变外部磁场的磁场方向时的外部磁场的平均角速度。该角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 存储于存储部 10, 根据需要, 由控制部 11 读取。

[0091] 另外, 在此所谓的体内图像的一边的像素数 m 是拍摄体内图像的摄像部 23 的受光面的一边 (例如长边) 的像素数、与该受光面的一边对应的体内图像的显示系统 (例如图 1 所示的显示部 9) 的一边的像素数中的任一方。在该摄像部 23 的一边的像素数小于等于该显示系统的一边的像素数的情况下, 速度设定部 11b 采用摄像部 23 的一边的像素数作为上述一边的像素数 m, 在该摄像部 23 的一边的像素数超过该显示系统的一边的像素数的情况下, 采用显示系统的一边的像素数作为上述一边的像素数 m。

[0092] 接着, 控制部 11 判断有无被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的姿势变更指令 (步骤 S102)。在该步骤 S102 中, 未输入改变被检体内部的胶囊型内窥镜 2 的姿势的指令信息的情况下, 控制部 11 判断为没有该胶囊型内窥镜 2 的姿势变更的指令 (步骤 S102、No), 反复进行该步骤 S102 的处理工序。另一方面, 由输入部 8 输入了该胶囊型内窥镜 2 的姿势变更的指令的情况下, 控制部 11 判断为有该胶囊型内窥镜 2 的姿势变更的指令信息 (步骤 S102、Yes), 使磁场产生部 3 以在上述步骤 S101 中设定的角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 改变外部磁场的磁场方向 (步骤 S103)。

[0093] 在该步骤 S103 中, 磁场控制部 11a 控制磁场产生部 3, 使得在摄像部 23 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间 (照明光的发光时间 t 或摄像部 23 的受光时间) 之外的期间, 以上述角速度 $\omega 1$ ($< \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta$) 改变外部磁场的磁场方向。另一方面, 磁场控制部 11a 控制磁场产生部 3, 使得在摄像部 23 的摄像间隔 T 中的体内图像的拍摄时间、即摄像部 23 拍摄体内图像的期间以上述角速度 $\omega 2$ ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 改变外部磁场的磁场方向。

[0094] 另外, 磁场控制部 11a 以由输入部 8 输入的摄像部 23 的帧速率 f 为基础掌控摄像部 23 的摄像间隔 T, 以由接收部 6 接收的胶囊型内窥镜 2 的信息 (体内图像等) 或接收时刻等同步信号为基础, 掌控摄像部 23 的拍摄时机。

[0095] 这样通过磁场控制部 11a 控制磁场产生部 3 所形成的外部磁场的磁场方向, 磁场产生部 3 在摄像部 23 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间, 以上述角速度 $\omega 1$ 改变追随外部磁场的磁场方向的胶囊型内窥镜 2 的摄像方向 F, 在摄像部 23 拍摄体内图像的期间, 以上述角速度 $\omega 2$ 改变追随外部磁场的磁场方向的胶囊型内窥镜 2 的摄像方向 F。之后, 控制部 11 返回到上述步骤 S102, 反复进行步骤 S102 以后的处理工序。

[0096] 接着, 例示被检体内部的胶囊型内窥镜 2 依次拍摄 2 帧体内图像的情况, 对由上述控制部 11 控制了磁场方向的磁场产生部 3 的外部磁场对被检体内部的胶囊型内窥镜 2 产生的作用和本发明的体内观察方法的体内图像拍摄步骤和摄像方向变更步骤进行具体地说明。图 5 是例示胶囊型内窥镜 2 追随外部磁场的磁场方向而改变摄像方向 F 并依次拍摄体内图像的状态的示意图。图 6 是例示随着摄像方向 F 的改变而进行位移的胶囊型内窥镜 2 的摄像视场的示意图。图 7 是例示随着摄像方向 F 的改变, 胶囊型内窥镜 2 的摄像视场偏

离的状态的示意图。

[0097] 另外,在图 5、6 中,摄像视场 A1、A2 是捕捉了被检体的内脏器官内部的胶囊型内窥镜 2 (详细地说是摄像部 23) 的摄像视场,如上所述那样被视场角 θ 规定。该摄像视场 A1、A2 中的摄像视场 A1 是与胶囊型内窥镜 2 依次拍摄的 2 帧体内图像中的第 1 帧体内图像相对应的摄像视场,摄像视场 A2 是与上述 2 帧体内图像中的第 2 帧体内图像相对应的摄像视场。

[0098] 如图 5 所示,胶囊型内窥镜 2 追随由上述控制部 11 控制了磁场方向的磁场产生部 3 的外部磁场,改变相对于被检体的相对方向(即姿势),并且依次拍摄与摄像视场 A1 相对应的体内图像以及与摄像视场 A2 相对应的体内图像。这种情况下,胶囊型内窥镜 2 追随该磁场产生部 3 的外部磁场的磁场方向而将摄像方向 F 从摄像视场 A1 的摄像方向 F(虚线箭头)变更为摄像视场 A2 的摄像方向 F(实线箭头)。

[0099] 在此,上述磁场产生部 3 基于磁场控制部 11a 的控制,在胶囊型内窥镜 2 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间,以角速度 ω_1 ($< \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta$) 改变用于引导该胶囊型内窥镜 2 的姿势变更的外部磁场的磁场方向,在该摄像间隔 T 中的胶囊型内窥镜 2 拍摄体内图像的期间,以角速度 ω_2 ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 改变该外部磁场的磁场方向。胶囊型内窥镜 2 追随以该角速度 ω_1 、 ω_2 改变磁场方向的外部磁场,以角速度 ω_1 将摄像视场 A1 的摄像方向 F 改变成摄像视场 A2 的摄像方向 F,特别是拍摄摄像视场 A1、A2 的体内图像的各期间,以角速度 ω_2 改变摄像方向 F。

[0100] 这样,胶囊型内窥镜 2 在磁场产生部 3 的外部磁场的作用下改变摄像方向 F 的情况下,该摄像方向 F 的改变角度 α [deg.] 小于该胶囊型内窥镜 2 的视场角 θ 。具体来说,如图 6 所示,摄像视场 A1 的摄像方向 F、摄像视场 A2 的摄像方向 F(即改变后的摄像方向 F) 所成的改变角度 α 始终小于视场角 θ 。例如,胶囊型内窥镜 2 的摄像部 23 的帧速率 f 是 4 [帧/秒],视场角 θ 是 120 [deg.] 的情况下,上述角速度 ω_1 小于 480 [deg./秒],在以该角速度 ω_1 改变磁场方向的外部磁场的作用下,该摄像方向 F 的改变角度 α 始终小于 120 [deg.]。

[0101] 结果,摄像方向 F 的摄像视场 A1 与改变后的摄像方向 F 的摄像视场 A2 的至少一部分的视场区域重复。胶囊型内窥镜 2 通过依次拍摄如上那样视场区域重复的摄像视场 A1、A2 的各体内图像,能可靠地拍摄在体内图像间至少一部分的图像部分重复的体内图像群。该胶囊型内窥镜 2 按照时间序列依次拍摄了被检体的体内图像群的情况下,能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0102] 在此,该胶囊型内窥镜 2 所拍摄的连续的体内图像群最好在时间上相邻的体内图像间的图像的重复部分更多。原因在于,该图像的重复部分越多,越能通过时间上相邻的体内图像间的类型匹配处理,更准确地连结这些连续的体内图像群内的各体内图像。这种情况下,优选上述速度设定部 11b 将小于等于视场角 θ 和帧速率 f 的乘积值的一半的角速度 ω_1 设定为在胶囊型内窥镜 2 的摄像间隔 T 内改变外部磁场的磁场方向时的外部磁场的平均角速度。

[0103] 如图 6 所示,通过这样设定角速度 ω_1 ($\leq \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta \div 2$),摄像视场 A1 的摄像方向 F、摄像视场 A2 的摄像方向 F 所成的改变角度 α 始终小于等于视场角 θ 的一半。例如,胶囊型内窥镜 2 的摄像部 23 的帧速率 f 是 4 [帧/秒],视场角 θ 是 120 [deg.]

的情况下,该角速度 ω_1 小于等于 $240[\text{deg.}/\text{秒}]$,在以该角速度 ω_1 改变磁场方向的外部磁场的作用下,该摄像方向 F 的改变角度 α 始终小于等于 $60[\text{deg.}]$ 。

[0104] 结果,摄像方向 F 的摄像视场 A1 与改变后的摄像方向 F 的摄像视场 A2 的一半以上重复。胶囊型内窥镜 2 通过依次拍摄这样视场区域一半以上重复的摄像视场 A1、A2 的各体内图像,能可靠地拍摄在体内图像间一半以上的图像部分重复的体内图像群。即使是该胶囊型内窥镜 2 追随外部磁场而旋转的摄像方向 F 的旋转中心和视场角 θ 的中心不一致的情况下,也能更加可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0105] 另一方面,如上所述,胶囊型内窥镜 2 在摄像间隔 T 中的拍摄摄像视场 A1、A2 的体内图像的各期间,追随以角速度 ω_2 ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 改变磁场方向的磁场产生部 3 的外部磁场,以角速度 ω_2 改变摄像方向 F。这种情况下,摄像视场 A1、A2 随着由该外部磁场的作用所导致的摄像方向 F 的改变而产生视场偏离量。

[0106] 具体来说,如图 7 所示,摄像视场 A1 随着摄像方向 F 的变化而产生视场偏离量 e,该摄像方向 F 的变化追随该磁场产生部 3 的外部磁场而变化。在此,如上所述,该摄像视场 A1 的摄像方向 F 在体内图像的拍摄时间内以角速度 ω_2 变化(旋转)。因此,随着该摄像方向 F 的变化而在体内图像的拍摄时间内进行位移的摄像视场 A1 的视场偏离量 e 小于与该摄像视场 A1 相对应的体内图像的 1 个像素的偏离量。例如,在胶囊型内窥镜 2 的视场角 θ 是 $120[\text{deg.}]$,1 帧体内图像的拍摄时间、即照明光的发光时间 t 是 $0.02[\text{秒}]$,体内图像的一边的像素数 m、例如摄像部 23 的受光面的一边的像素数是 200 个像素的情况下,上述角速度 ω_2 小于 $30[\text{deg.}/\text{秒}]$,在以该角速度 ω_2 改变磁场方向的外部磁场的的作用下,该摄像视场 A1 的视场偏离量 e 始终小于摄像部 23 的受光面的 1 个像素的偏离量。

[0107] 另外,摄像部 23 的受光面的一边的像素数小于等于与该受光面的一边对应的体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,该体内图像的一边的像素数 m 与该摄像部 23 的一边的像素数相同。另一方面,在该摄像部 23 的受光面的一边的像素数超过与该受光面的一边相对应的体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,该体内图像的一边的像素数 m 与该显示系统的一边的像素数相同。所以,在摄像部 23 的受光面的一边的像素数小于等于与该受光面的一边相对应的体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,如上所述那样摄像视场 A1 的视场偏离量 e 为小于摄像部 23 的受光面的 1 个像素的偏离量。另一方面,该摄像部 23 的一边的像素数超过该显示系统的一边的像素数的情况下,上述摄像视场 A1 的视场偏离量 e 为小于该显示系统的 1 个像素的偏离量。

[0108] 结果,在该摄像部 23 的一边的像素数小于等于该体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,因该摄像视场 A1 的位移而引起的体内图像的模糊能减轻为小于摄像部 23 的受光面的 1 个像素,该摄像部 23 的一边的像素数超过该体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,能减轻为小于该体内图像的显示系统的 1 个像素。即使胶囊型内窥镜 2 通过上述角速度 ω_2 改变摄像方向 F 来拍摄体内图像、并且改变摄像方向 F 的情况下,也能够依次拍摄减轻了图像模糊的清晰的体内图像。接着摄像视场 A1 的拍摄体内图像的下一帧的摄像视场 A2 也能同样地获得减轻该体内图像模糊的效果。

[0109] 如上说明的那样,在本发明的实施方式 1 中,构成为,在形成为容易导入到被检体的体内那样大小的胶囊型壳体的内部,配置了依次拍摄由胶囊型壳体的姿势规定的摄像方

向的体内图像的摄像部、以及追随外部磁场的磁场方向而改变胶囊型壳体的姿势的磁铁，体外的磁场产生部对被导入到被检体的体内的胶囊型壳体内部的磁铁施加外部磁场，以角速度值小于该摄像部的视场角和帧速率的乘积值的角速度改变该外部磁场的磁场方向，以该角速度同时改变该胶囊型壳体的姿势与摄像部的摄像方向。因此，从开始拍摄 1 帧体内图像到开始拍摄下一帧体内图像的期间（即上述摄像间隔 T 的期间），能将追随该外部磁场的磁场方向而变化的摄像部的摄像方向的改变角度维持成小于该摄像部的视场角，由此，能使随着摄像方向的改变而进行位移的各摄像视场的至少一部分的视场区域互相重复。结果，在按照时间序列依次拍摄了被检体的体内图像群的情况下，能够实现能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群的体内观察系统和体内图像获取装置、通过观察这些体内图像群来观察被检体的内脏器官内部的体内观察方法。

[0110] 通过采用该实施方式 1 的体内观察系统和体内图像获取装置，能尽可能地降低被检体的内脏器官内部的摄像遗漏，并且在内脏器官内部的大致整个范围获取连续的体内图像群，由此能毫无遗漏地观察胃或大肠等被检体的内脏器官内部。

[0111] 另外，在拍摄 1 帧体内图像的期间，以角速度值小于用摄像部的视场角除以该体内图像的一边的像素数与拍摄时间的乘积值所得到的商值的角速度改变外部磁场的磁场方向，以该角速度改变该摄像部的摄像方向。因此，能将随着该摄像方向的变化而在体内图像的拍摄时间内进行位移的摄像部的摄像视场的视场偏离量维持成小于体内图像的 1 个像素的偏离量。将该摄像视场的体内图像的模糊减轻为小于该摄像部的受光面的 1 个像素或小于体内图像的显示系统的 1 个像素。结果，即使在拍摄体内图像的同时改变摄像方向的情况下，也能依次拍摄减轻了图像模糊的清晰的体内图像。

[0112] 实施方式 2

[0113] 接着，说明本发明的实施方式 2。在上述实施方式 1 中，固定了体内图像的摄像条件（例如照明光的发光时间、摄像部 23 的受光时间等），但在该实施方式 2 中，将体内图像的摄像条件分为多种，按照规定的顺序切换多种摄像条件来依次拍摄体内图像。

[0114] 图 8 是示意性地表示本发明的实施方式 2 的体内观察系统的一构成例子的框图。如图 8 所示，该实施方式 2 的体内观察系统 31 包括带有多种摄像条件的胶囊型内窥镜 32 来替代上述实施方式 1 的体内观察系统 1 的胶囊型内窥镜 2，具有控制部 33 来替代控制部 11。其他的构成与实施方式 1 相同，对同一构成部分标注相同的附图标记。

[0115] 胶囊型内窥镜 32 具有多种用于拍摄被检体的体内图像的摄像条件（例如照明光的发光条件和摄像部的受光条件等），按照规定的顺序切换这些多种摄像条件，依次拍摄被检体的体内图像。由此，胶囊型内窥镜 32 获取多种摄像条件下所拍摄的体内图像群。另外，该摄像条件的种类是由拍摄 1 帧体内图像时的照明光的发光条件和摄像部 23 的受光条件等组合来规定的。该胶囊型内窥镜 32 具有的其他功能和胶囊型内窥镜 32 的构造与上述实施方式 1 的胶囊型内窥镜 2 大致相同。另外，该胶囊型内窥镜 32 所具有的多种摄像条件如后述。

[0116] 控制部 33 具有磁场控制部 33a 和速度设定部 33b，通过磁场控制部 33a 控制施加在被检体内部的胶囊型内窥镜 32 的外部磁场，控制该被检体内部的胶囊型内窥镜 32 的引导（被检体内部的位移和姿势变更中的至少一个）。速度设定部 33b 适当采用由输入部 8

输入的与胶囊型内窥镜 32 的摄像功能有关的信息（例如帧速率、视场角、体内图像的一边的像素数以及摄像条件）和摄像条件的种类数，算出角速度，将该算出的角速度设定为改变上述磁场产生部 3 所形成的外部磁场的磁场方向时的角速度。磁场控制部 33a 使磁场产生部 3 以由速度设定部 33b 所设定的角速度来改变外部磁场的磁场方向（即，追随该外部磁场而改变姿势的胶囊型内窥镜 32 的摄像方向）。该控制部 33 所具有的其他功能与上述实施方式 1 的体内观察系统 1 的控制部 11 相同。

[0117] 接着，详细地说明本发明的实施方式 2 的体内图像获取装置的一个例子的胶囊型内窥镜 32 的构成。图 9 是表示本发明的实施方式 2 的胶囊型内窥镜 32 的一构成例子的示意图。图 10 是例示由具有多种摄像条件的胶囊型内窥镜 32 拍摄体内图像的拍摄时机的示意图。如图 9 所示，该实施方式 2 的胶囊型内窥镜 32 具有控制部 36 来替代上述实施方式 1 的胶囊型内窥镜 2 的控制部 26。该控制部 36 按照规定的顺序依次切换多种摄像条件来使摄像部 23 依次拍摄体内图像。其他的构成与实施方式 1 相同，对同一构成部分标注相同的附图标记。

[0118] 控制部 36 预先设定多种摄像条件，按照规定的顺序依次切换这些多种摄像条件而使摄像部 23 依次拍摄被检体的体内图像。具体来说，如图 10 所示，控制部 36 在每个摄像间隔 T（即每帧）按照规定的顺序切换作为体内图像的摄像条件的例如照明光的发光时间 $t_1 \sim t_4$ ，使摄像部 23 依次拍摄由照明光的发光量所分类的多种体内图像。另外，该照明光的发光时间 $t_1 \sim t_4$ 中的发光时间 t_4 是最大值，发光时间 t_3 比发光时间 t_1 、 t_2 大，发光时间 t_2 比发光时间 t_1 大。

[0119] 更具体来说，控制部 36 使多个照明部 21 只在发光时间 t_1 内发出照明光，使摄像部 23 拍摄由该发光时间 t_1 的照明光照明的被检体的体内图像（第 1 发光条件的体内图像），在之后的摄像间隔 T 中，使多个照明部 21 只在发光时间 t_2 内发出照明光，并且使摄像部 23 拍摄由该发光时间 t_2 的照明光照明的被检体的体内图像（第 2 发光条件的体内图像）。接着，控制部 36 将发光时间 t_2 切换成发光时间 t_3 ，使多个照明部 21 只在发光时间 t_3 内发出照明光，使摄像部 23 拍摄由该发光时间 t_3 的照明光照明的被检体的体内图像（第 3 发光条件的体内图像），在之后的摄像间隔 T 中，使多个照明部 21 只在发光时间 t_4 内发出照明光，并且使摄像部 23 拍摄由该发光时间 t_4 的照明光照明的被检体的体内图像（第 4 发光条件的体内图像）。之后，控制部 36 同样地反复切换照明光的发光时间 $t_1 \sim t_4$ ，使摄像部 23 反复拍摄第 1 发光条件的体内图像、第 2 发光条件的体内图像、第 3 发光条件的体内图像和第 4 发光条件的体内图像。该控制部 36 所具有的其他功能与上述实施方式 1 的胶囊型内窥镜 2 的控制部 26 相同。

[0120] 另外，控制部 36 与切换照明光的发光时间 $t_1 \sim t_4$ 同步地依次切换摄像部 23 的受光时间。这种情况下，控制部 36 将拍摄第 1 发光条件的体内图像时的摄像部 23 的受光时间控制成与发光时间 t_1 相同，将拍摄第 2 发光条件的体内图像时的摄像部 23 的受光时间控制成与发光时间 t_2 相同，将拍摄第 3 发光条件的体内图像时的摄像部 23 的受光时间控制成与发光时间 t_3 相同，将拍摄第 4 发光条件的体内图像时的摄像部 23 的受光时间控制成与发光时间 t_4 相同。

[0121] 接着，说明使磁场产生部 3 改变胶囊型内窥镜 32 相对于被检体的相对摄像方向 F 的控制部 33 的动作。控制部 33 反复进行与上述步骤 S101 ~ S103（参照图 4）同样的处理

工序,控制磁场产生部 3,来设定在体内图像的摄像间隔 T 的期间改变磁场方向时的外部磁场的角速度 $\omega 1$ 和在各体内图像的拍摄时间内改变磁场方向时的外部磁场的角速度 $\omega 2$,以该设定的角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 改变胶囊型内窥镜 32 的摄像方向 F。

[0122] 这种情况下,速度设定部 33b 在上述步骤 S101 中获取由输入部 8 输入的与胶囊型内窥镜 32 的摄像功能有关的信息(视场角 θ 、帧速率 f、体内图像的一边的像素数 m 和发光时间 $t1 \sim t4$ 等摄像条件)和摄像条件的种类数 n。该速度设定部 33b 算出角速度值小于用视场角 θ 和帧速率 f 的乘积值除以摄像条件的种类数 n 所得到的商值的角速度 $\omega 1$ [deg./秒],将该算出的角速度 $\omega 1$ 设定为在上述摄像间隔 T 中改变外部磁场的磁场方向时的外部磁场的平均角速度。另外,该速度设定部 33b 算出角速度值小于用视场角 θ 除以体内图像的一边的像素数 m 与照明光的发光时间的乘积值所得到的商值的角速度 $\omega 2$ [deg./秒],将该算出的角速度 $\omega 2$ 设定为在各体内图像的拍摄时间(例如照明光的发光时间)内改变外部磁场的磁场方向时的外部磁场的平均角速度。在此,该角速度 $\omega 2$ 的算出处理中所采用的照明光的发光时间是基于上述胶囊型内窥镜 32 的控制部 36 的控制而切换的多种发光时间中的最大值(例如上述发光时间 $t1 \sim t4$ 中的发光时间 $t4$)。

[0123] 另一方面,在上述步骤 S103 中,磁场控制部 33a 控制磁场产生部 3,在摄像部 23 的摄像间隔 T 内且在除了体内图像的拍摄时间(照明光的发光时间或摄像部 23 的受光时间)之外的期间,以该角速度 $\omega 1$ ($< \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta \div \text{摄像条件的种类数 } n$) 改变外部磁场的磁场方向。另外,磁场控制部 33a 控制磁场产生部 3,在摄像部 23 的摄像间隔 T 中的体内图像的拍摄时间、即摄像部 23 拍摄体内图像的期间,以该角速度 $\omega 2$ ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t4)$) 改变外部磁场的磁场方向。

[0124] 接着,例示被检体内部的胶囊型内窥镜 32 如图 10 所示那样按照规定的顺序切换 4 种摄像条件(具体来说是 4 种发光时间 $t1 \sim t4$) 来依次拍摄体内图像的情况,具体地说明由上述控制部 33 控制了磁场方向的磁场产生部 3 的外部磁场对被检体内部的胶囊型内窥镜 32 的作用和本发明的体内观察方法的体内图像拍摄步骤和摄像方向变更步骤。图 11 是例示胶囊型内窥镜 32 追随外部磁场的磁场方向而改变摄像方向 F 并依次拍摄多种摄像条件的体内图像的状态的示意图。

[0125] 另外,在图 11 中,摄像视场 A1、A2 是由 4 种的发光时间 $t1 \sim t4$ 中的最小值的发光时间 $t1$ 的照明光所照明的摄像视场,摄像视场 B1、B2 是由大于发光时间 $t1$ 的发光时间 $t2$ 的照明光所照明的摄像视场,摄像视场 C1、C2 是由大于发光时间 $t2$ 的发光时间 $t3$ 的照明光所照明的摄像视场,摄像视场 D1、D2 是由发光时间大于 $t3$ 的发光时间 $t4$ 的照明光所照明的摄像视场。该摄像视场 A1、A2、摄像视场 B1、B2、摄像视场 C1、C2 和摄像视场 D1、D2 是捕捉了被检体的内脏器官内部的胶囊型内窥镜 32 的摄像视场,由上述视场角 θ 规定。另外,摄像方向 F1 \sim F8 均是胶囊型内窥镜 32 的摄像方向 F 的一个例子,摄像方向 F1、F5 分别与该摄像视场 A1、A2 相对应,摄像方向 F2、F6 分别与该摄像视场 B1、B2 相对应。另外,摄像方向 F3、F7 分别与该摄像视场 C1、C2 相对应,摄像方向 F4、F8 分别与该摄像视场 D1、D2 相对应。

[0126] 如图 11 所示,胶囊型内窥镜 32 追随由上述控制部 33 控制了磁场方向的磁场产生部 3 的外部磁场而改变相对于被检体的相对方向(即姿势),并且以摄像方向 F1、摄像方向 F2、摄像方向 F3、摄像方向 F4、摄像方向 F5、摄像方向 F6、摄像方向 F7、摄像方向 F8 这样的

顺序连续地改变摄像方向。这种情况下,胶囊型内窥镜 32 追随该摄像方向的改变,以摄像视场 A1、摄像视场 B1、摄像视场 C1、摄像视场 D1、摄像视场 A2、摄像视场 B2、摄像视场 C2、摄像视场 D2 这样的顺序改变摄像视场,依次反复拍摄第 1 发光条件的体内图像、第 2 发光条件的体内图像、第 3 发光条件的体内图像和第 4 发光条件的体内图像。

[0127] 在此,上述磁场产生部 3 基于磁场控制部 33a 的控制,在胶囊型内窥镜 32 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间,以角速度 $\omega 1$ ($< \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta \div \text{摄像条件的种类数 } n$) 改变用于引导该胶囊型内窥镜 32 的姿势变更的外部磁场的磁场方向,在该摄像间隔 T 中的胶囊型内窥镜 32 拍摄体内图像的期间,以角速度 $\omega 2$ ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t_4)$) 改变该外部磁场的磁场方向。胶囊型内窥镜 32 追随以该角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 改变磁场方向的外部磁场,按照摄像方向 F1、摄像方向 F2、摄像方向 F3、摄像方向 F4、摄像方向 F5、摄像方向 F6、摄像方向 F7、摄像方向 F8 这样的顺序以角速度 $\omega 1$ 改变摄像方向。该胶囊型内窥镜 32 特别是在拍摄体内图像的各期间,以角速度 $\omega 2$ 改变摄像方向。

[0128] 这样,在胶囊型内窥镜 32 因磁场产生部 3 的外部磁场的作用而改变摄像方向的情况下,摄像方向 F1 ~ F8 的各摄像方向间的改变角度 β [deg.] 始终小于用视场角 θ 除以该胶囊型内窥镜 32 的摄像条件的种类数 n ($= 4$) 所得到的商值。即,与同种类的体内图像(第 1 发光条件的体内图像)的摄像视场 A1、A2 分别对应的摄像方向 F1 和摄像方向 F5 所成的改变角度 α 如所示图 11 那样是各摄像方向间的改变角度 β 的 4 倍,始终小于视场角 θ 。与此同样,与第 2 发光条件的体内图像的摄像视场 B1、B2 分别对应的摄像方向 F2 和摄像方向 F6 所成的改变角度 α 、与第 3 发光条件的体内图像的摄像视场 C1、C2 分别对应的摄像方向 F3 和摄像方向 F7 所成的改变角度 α 、与第 4 发光条件的体内图像的摄像视场 D1、D2 分别对应的摄像方向 F4 和摄像方向 F8 所成的改变角度 α 都是改变角度 β 的 4 倍,始终小于视场角 θ 。

[0129] 例如,胶囊型内窥镜 32 的摄像部 23 的帧速率 f 是 4 [帧/秒]、视场角 θ 是 120 [deg.]、摄像条件的种类数 n 是 4 的情况下,本实施方式 2 的角速度 $\omega 1$ 小于 120 [deg./秒],在以该角速度 $\omega 1$ 改变磁场方向的外部磁场的作用下,各摄像方向间的改变角度 β 始终小于 30 [deg.] ($= \text{视场角 } \theta / 4$),该各改变角度 α 始终小于 120 [deg.] ($= \text{视场角 } \theta$)。

[0130] 结果,摄像方向 F1 的摄像视场 A1 与改变后的摄像方向 F5 的摄像视场 A2 的至少一部分的视场区域重复,摄像方向 F2 的摄像视场 B1 与改变后的摄像方向 F6 的摄像视场 B2 的至少一部分的视场区域重复。而且,摄像方向 F3 的摄像视场 C1 与改变后的摄像方向 F7 的摄像视场 C2 的至少一部分的视场区域重复,摄像方向 F4 的摄像视场 D1 与改变后的摄像方向 F8 的摄像视场 D2 的至少一部分的视场区域重复。胶囊型内窥镜 32 这样在摄像视场 A1、A2 间、摄像视场 B1、B2 间、摄像视场 C1、C2 间和摄像视场 D1、D2 间使视场区域分别重复,由此能够拍摄按不同照明光的发光量所分类的体内图像群,而且,能使该体内图像群中的同种类的体内图像间(具体来说,第 1 发光条件的体内图像间、第 2 发光条件的体内图像间、第 3 发光条件的体内图像间和第 4 发光条件的体内图像间)的至少一部分的图像部分可靠地重复。该胶囊型内窥镜 32 在按照时间序列依次拍摄被检体的体内图像群的情况下,能可靠地拍摄以在同种类的摄像条件下的体内图像间的至少一部分的图像部分重复的状态连续的体内图像群。

[0131] 在此,本实施方式 2 的角速度 ω_1 最好与上述实施方式 1 的情况大致同样地设定小于等于用视场角 θ 和帧速率 f 的乘积值除以摄像条件的种类数所得到的商值的一半。通过这样设定角速度 ω_1 (\leq 帧速率 $f \times$ 视场角 $\theta \div$ 摄像条件的种类数 $n \div 2$), 摄像方向 F1、F5 间的改变角度 α 、摄像方向 F2、F6 间的改变角度 α 、摄像方向 F3、F7 间的改变角度 α 和摄像方向 F4、F8 间的改变角度 α 始终小于等于视场角 θ 的一半。

[0132] 例如, 胶囊型内窥镜 32 的摄像部 23 的帧速率 f 是 4 [帧/秒]、视场角 θ 是 120 [deg.]、摄像条件的种类数 n 是 4 的情况下, 该角速度 ω_1 小于等于 60 [deg./秒], 在以该角速度 ω_1 改变磁场方向的外部磁场的的作用下, 上述各摄像方向间的改变角度 β 始终小于 15 [deg.] (= 视场角 $\theta / 4$), 上述各改变角度 α 始终小于 60 [deg.] (= 视场角 $\theta / 2$)。

[0133] 结果, 摄像方向 F1 的摄像视场 A1 与改变后的摄像方向 F5 的摄像视场 A2 的一半以上重复, 摄像方向 F2 的摄像视场 B1 与改变后的摄像方向 F6 的摄像视场 B2 的一半以上重复。另外, 摄像方向 F3 的摄像视场 C1 与改变后的摄像方向 F7 的摄像视场 C2 的一半以上重复, 摄像方向 F4 的摄像视场 D1 与改变后的摄像方向 F8 的摄像视场 D2 的一半以上重复。胶囊型内窥镜 32 如上述那样在摄像视场 A1、A2 间、摄像视场 B1、B2 间、摄像视场 C1、C2 间和摄像视场 D1、D2 间使各自一半以上的视场区域重复, 能可靠地拍摄在同种类的摄像条件的体内图像间一半以上的图像部分重复的体内图像群。即使在该胶囊型内窥镜 32 追随外部磁场而旋转的摄像方向的旋转中心与视场角 θ 的中心不重合的情况下, 也能更加可靠地获取以同种类的摄像条件的体内图像间的至少一部分的图像部分重复的状态连续的体内图像群。

[0134] 另一方面, 胶囊型内窥镜 32 如上所述那样在拍摄摄像间隔 T 中的体内图像的各期间, 追随以角速度 ω_2 ($<$ 视场角 $\theta \div$ (一边的像素数 $m \times$ 发光时间 t_4)) 改变磁场方向的磁场产生部 3 的外部磁场, 以角速度 ω_2 改变摄像方向。在此, 发光时间 t_4 是 4 种发光条件 (发光时间 $t_1 \sim t_4$) 中的最大值。因此, 追随以该角速度 ω_2 改变磁场方向的外部磁场而进行位移的摄像视场 A1、A2、B1、B2、C1、C2、D1、D2 的各视场偏离量即使是在依次切换了照明光的发光时间 $t_1 \sim t_4$ 的情况 (即依次切换了照明光的发光量的情况) 下, 也始终成为小于摄像部 23 的受光面的 1 个像素的偏离量。结果, 与上述实施方式 1 的情况大致相同, 胶囊型内窥镜 32 即使通过在拍摄多种摄像条件的体内图像的各期间以该角速度 ω_2 改变摄像方向, 而在拍摄体内图像的同时改变摄像方向的情况下, 也能减轻多种摄像条件的体内图像群的图像模糊, 能清晰地依次拍摄该多种摄像条件的体内图像群。

[0135] 如以上说明的那样, 在本发明的实施方式 2 中, 将摄像部拍摄的体内图像的摄像条件设定为多个种类, 按照规定的顺序切换这多种摄像条件, 依次拍摄多种摄像条件的体内图像, 以角速度值小于用该摄像部的帧速率和视场角的乘积值除以摄像条件的种类数所得到的商值的角速度, 来改变外部磁场的磁场方向, 以该角速度改变追随该外部磁场的磁场方向的摄像部的摄像方向, 其他与上述实施方式 1 同样地构成。因此, 由多种摄像条件所分类的多种体内图像群各摄像间隔的期间, 能将这多种体内图像群各摄像方向中的同种类的摄像条件被反复的摄像方向的改变角度维持成小于该摄像部的视场角, 由此, 使随着摄像方向的改变而进行位移的各摄像视场中的、同种类的摄像条件被反复的各摄像在视场间至少一部分的视场区域互相重复。结果, 享有与上述实施方式 1 同样的作用效果, 并且能够实现能可靠地获取以在同种类的摄像条件下的体内图像间至少一部分的图像部分重

复的状态在时间上连续的体内图像群的体内观察系统和体内图像获取装置、通过观察体内图像群来观察被检体的内脏器官内部的体内观察方法。

[0136] 通过采用该实施方式 2 的体内观察系统和体内图像获取装置,能尽可能降低被检体的内脏器官内部的摄像遗漏,并且能够以不同光量连续地依次拍摄与在胃或大肠等形成比较大的空间的内脏器官内部变化的内脏器官内壁部和摄像部的相对距离相对应的各种的光量的体内图像。由此,能以不同光量来分类时间上连续的体内图像群,能清晰且毫无遗漏地观察被检体的内脏器官内部。

[0137] 另外,本发明的实施方式 2 的体内观察系统和体内图像获取装置在上述体内图像的摄像条件是 1 种的情况(即摄像条件的种类数 $n = 1$ 的情况)下,与实施方式 1 的体内观察系统和体内图像获取装置相同。

[0138] 实施方式 3

[0139] 接着,说明本发明的实施方式 3。在上述实施方式 1 中,改变施加在胶囊型内窥镜 2 的磁铁 28 的外部磁场的磁场方向,而改变了追随该外部磁场的磁场方向的胶囊型内窥镜 2 的摄像方向 F,但在该实施方式 3 中,通过驱动用于载置被检体的床等载置部,改变该载置部上的被检体的姿势,结果,使该被检体内部的胶囊型内窥镜的摄像方向相对于该被检体发生改变。

[0140] 图 12 是示意性地表示本发明的实施方式 3 的体内观察系统的一构成例子的框图。如图 12 所示,该实施方式 3 的体内观察系统 41 具有能漂浮于液体上的胶囊型内窥镜 42 来替代上述实施方式 1 的体内观察系统 1 的胶囊型内窥镜 2,具有控制部 46 来替代控制部 11。另外,体内观察系统 41 不具有上述磁场产生部 3、线圈用电源 4、位置姿势检测部 7,包括用于载置将胶囊型内窥镜 42 导入到内脏器官内部的被检体 100 的床 43;驱动该床 43 来改变被检体 100 的姿势的驱动部 44;支承该床 43 和驱动部的支承部 45。其他的构成与实施方式 1 相同,对同一构成部分标注相同的附图标记。

[0141] 胶囊型内窥镜 42 具有比被导入到被检体的内脏器官内部的液体(例如水或生理盐水等)小的比重,在该液体的液面维持特定漂浮姿势,并且依次拍摄被检体的体内图像。该胶囊型内窥镜 42 被导入到被检体 100 的内脏器官内部之后,漂浮于该内脏器官内部的液面,通过改变被载置在床 43 上的被检体 100 的姿势而使体内图像的摄像方向相对于该被检体 100 发生变化,来代替追随上述外部磁场而改变摄像方向。该胶囊型内窥镜 42 所具有的其他的功能和构造与上述实施方式 1 的该胶囊型内窥镜 2 相同。另外,该胶囊型内窥镜 42 的构成如后述。

[0142] 床 43 作为用于载置将胶囊型内窥镜 42 导入到内脏器官内部的被检体 100 的载置部件而发挥作用。具体来说,床 43 如图 12 所示那样规定了 xyz 轴坐标系,用于在该 xyz 轴坐标系空间内载置被检体 100。另外,床 43 具有束缚带 43a、43b、43c。束缚带 43a、43b、43c 用于束缚被载置于床 43 上的被检体 100,由此,在被检体 100 进行姿势变更时防止被检体 100 从床 43 落下。

[0143] 驱动部 44 作为改变载置在床 43 上的被检体 100 内部的胶囊型内窥镜 42 的摄像方向的方向变更部件而发挥作用。具体来说,驱动部 44 基于控制部 46 的控制,驱动床 43 绕 xyz 轴坐标系的轴(例如绕 x 轴、绕 y 轴)旋转,改变该床 43 上的被检体 100 的姿势。由此,驱动部 44 使漂浮于该被检体 100 的内脏器官内部的液面的状态的胶囊型内窥镜 42 的

摄像方向相对于被检体 100 发生改变。

[0144] 控制部 46 具有驱动控制部 46a 和速度设定部 46b, 代替如上述实施方式 1 的控制部 11 那样通过控制线圈用电源 4 的通电量来控制磁场产生部 3 的外部磁场, 通过控制驱动部 44, 控制胶囊型内窥镜 42 相对于床 43 上的被检体 100 的相对姿势。速度设定部 46b 适当地采用由输入部 8 输入的与胶囊型内窥镜 42 的摄像功能有关的信息 (例如帧速率、视场角、体内图像的一边的像素数和摄像条件) 来算出角速度, 将该算出的角速度设定为使床 43 绕上述 xyz 轴坐标系的轴旋转时的角速度。驱动控制部 46a 使驱动部 44 以由速度设定部 46b 设定了的角速度驱动床 43 旋转, 通过该驱动部 44 的驱动控制, 控制胶囊型内窥镜 42 相对于床 43 上的被检体 100 的相对姿势。结果, 驱动控制部 46a 使驱动部 44 改变被检体 100 内部的胶囊型内窥镜 42 相对于该被检体 100 的摄像方向。另外, 该控制部 46 具有与上述实施方式 1 的体内观察系统 1 的控制部 11 同样的图像处理功能, 与该控制部 11 同样地控制接收部 6、输入部 8、显示部 9 和存储部 10。

[0145] 接着, 详细地说明本发明的实施方式 3 的体内图像获取装置的一个例子的胶囊型内窥镜 42 的构成。图 13 是表示本发明的实施方式 3 的胶囊型内窥镜 42 的一构成例子的示意图。如图 13 所示, 该实施方式 3 的胶囊型内窥镜 42 不具有上述实施方式 1 的胶囊型内窥镜 2 的磁铁 28。另外, 胶囊型内窥镜 42 如上所述那样具有比被导入到被检体 100 的内脏器官内部的液体的比重小的比重, 在被检体 100 的内脏器官内部漂浮于该液体的液面 S。另外, 胶囊型内窥镜 42 在偏离于壳体 20 的中心的位置具有重心, 在漂浮于该液面 S 的状态下, 维持由该重心规定的特定漂浮姿势。其他的构成与实施方式 1 相同, 对同一构成部分标注相同的附图标记。

[0146] 在液面 S 维持该特定漂浮姿势的胶囊型内窥镜 42 相对于液面 S 使摄像方向 F 朝向规定的方向 (例如铅直上方)。该摄像方向 F 随着使胶囊型内窥镜 42 漂浮于其内脏器官内部的液面 S 的被检体 100 的姿势变更、即随着载置了该被检体 100 的床 43 的旋转驱动, 相对于该被检体 100 发生变化。

[0147] 接着, 说明使驱动部 44 改变胶囊型内窥镜 42 相对于被检体 100 的相对摄像方向 F 的控制部 46 的动作。控制部 46 反复进行与上述步骤 S101 ~ S103 (参照图 4) 大致同样的处理工序, 设定在体内图像的摄像间隔 T 的期间驱动床 43 旋转时的角速度 $\omega 1$ 和在体内图像的拍摄时间内驱动床 43 旋转时的角速度 $\omega 2$, 控制驱动部 44, 使得以该设定的角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 使被检体 100 内部的胶囊型内窥镜 42 的摄像方向 F 相对于被检体 100 发生改变。

[0148] 这种情况下, 控制部 46 替代上述步骤 S101 来设定床 43 的旋转驱动的角速度。具体来说, 速度设定部 46b 获取由输入部 8 输入的与胶囊型内窥镜 42 的摄像功能有关的信息 (视场角 θ 、帧速率 f、体内图像的一边的像素数 m、发光时间 t 等的摄像条件)。速度设定部 46b 算出角速度值小于视场角 θ 与帧速率 f 的乘积值的角速度 $\omega 1$ [deg./秒], 将该算出的角速度 $\omega 1$ 设定为在上述摄像间隔 T 内改变床 43 上的被检体 100 的姿势时的床 43 的平均角速度。另外, 速度设定部 46b 算出角速度值小于用视场角 θ 除以体内图像的一边的像素数 m 与照明光的发光时间 t 的乘积值所得到的商值的角速度 $\omega 2$ [deg./秒], 将该算出的角速度 $\omega 2$ 设定为在各体内图像拍摄时间 (例如照明光的发光时间) 内改变床 43 上的被检体 100 的姿势时的床 43 的平均角速度。

[0149] 另一方面, 控制部 46 替代上述步骤 S103 而以上述角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 使驱动部 44 驱

动床 43 旋转。具体来说,驱动控制部 46a 控制驱动部 44,使得在摄像部 23 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间(照明光的发光时间或摄像部 23 的受光时间)之外的期间以该角速度 $\omega 1$ ($< \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta$) 驱动床 43 绕 xyz 轴坐标系的轴旋转。另外,驱动控制部 46a 控制驱动部 44,使得在摄像部 23 的摄像间隔 T 中的体内图像的拍摄时间、即摄像部 23 拍摄体内图像的期间,以该角速度 $\omega 2$ ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 驱动床 43 绕 xyz 轴坐标系的轴旋转。

[0150] 接着,例示了漂浮于被检体 100 的内脏器官内部的液面 S 的状态的胶囊型内窥镜 42 相对于液面 S 使摄像方向 F 朝着铅直上方来依次拍摄体内图像的状态,具体地说明由上述控制部 46 所驱动控制的驱动部 44 驱动床 43 的旋转对被检体 100 内部的胶囊型内窥镜 42 产生的作用、以及本发明的体内观察方法的体内图像拍摄步骤和摄像方向变更步骤。图 14 是例示随着载置有被检体 100 的床 43 的旋转驱动而使胶囊型内窥镜 42 相对于被检体 100 改变摄像方向 F 并依次拍摄体内图像的状态的示意图。

[0151] 如图 14 所示,胶囊型内窥镜 42 漂浮于被检体 100 的内脏器官内部(例如胃等)的液面 S 上并维持特定漂浮姿势,使摄像方向 F 相对于该液面 S 朝向铅直上方。该漂浮状态的胶囊型内窥镜 42 随着上述控制部 46 所控制的驱动部 44 驱动床 43 的旋转(例如绕 y 轴的旋转驱动),改变相对于床 43 上的被检体 100 的相对方向(即姿势),同时依次拍摄相对于被检体 100 进行位移的摄像视场的体内图像。这种情况下,胶囊型内窥镜 42 使摄像方向 F 相对于内脏器官内部的液面 S 朝向铅直上方,并随着该床 43 的旋转驱动,相对于被检体 100 改变摄像方向 F。

[0152] 在此,上述驱动部 44 基于驱动控制部 46a 的控制,在胶囊型内窥镜 42 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间以角速度 $\omega 1$ ($< \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta$) 驱动载置有被检体 100 的床 43 旋转,在该摄像间隔 T 中的胶囊型内窥镜 42 拍摄体内图像的期间,以角速度 $\omega 2$ ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 驱动该床 43 旋转。胶囊型内窥镜 42 随着以该角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 驱动床 43 的旋转,以角速度 $\omega 1$ 相对于被检体 100 改变摄像方向 F,特别是在拍摄体内图像的各期间,以角速度 $\omega 2$ 相对于被检体 100 改变摄像方向 F。

[0153] 这样,在胶囊型内窥镜 42 在床 43 的旋转驱动的作用下相对于被检体 100 改变摄像方向 F 的情况下,如图 14 所示,该摄像方向 F 的改变角度 α [deg.] 始终小于胶囊型内窥镜 42 的视场角 θ 。结果,摄像方向 F 的摄像视场与改变后的摄像方向 F 的摄像视场的至少一部分的视场区域重复。胶囊型内窥镜 42 通过上述这样一边使摄像视场的视场区域重复一边依次拍摄体内图像,能可靠地拍摄在体内图像间至少一部分的图像部分重复的体内图像群。该胶囊型内窥镜 42 按照时间序列依次拍摄了被检体的体内图像群的情况下,能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0154] 在此,本实施方式 3 的角速度 $\omega 1$ 优选与上述实施方式 1 的情况同样,将角速度 $\omega 1$ 设定为小于等于视场角 θ 与帧速率 f 的乘积值的一半。通过这样设定角速度 $\omega 1$ ($\leq \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta \div 2$),各摄像方向间的改变角度 α 始终为小于等于视场角 θ 的一半。结果,摄像方向 F 的摄像视场与改变后的摄像方向 F 的摄像视场的一半以上重复。胶囊型内窥镜 42 通过这样在各摄像视场间使一半以上的视场区域重复,能可靠地拍摄在体内图像间一半以上的图像部分重复的体内图像群。该胶囊型内窥镜 42 即使在摄像方向 F 的旋

转中心与视场角 θ 的中心不重合的情况,也能更加可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0155] 另一方面,如上所述,胶囊型内窥镜 42 在拍摄摄像间隔 T 中的体内图像的各期间,随着以角速度 ω_2 ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 驱动床 43 的旋转,以角速度 ω_2 相对于被检体 100 改变摄像方向 F。因此,追随之角速度 ω_2 变化的摄像方向 F 而进行位移的摄像视场的视场偏离量始终成为小于摄像部 23 的受光面的 1 个像素的偏离量。结果,与上述实施方式 1 的情况同样,即使是胶囊型内窥镜 42 在拍摄体内图像的各期间、通过以该角速度 ω_2 改变摄像方向 F,在改变摄像方向 F 的同时拍摄体内图像情况下,能依次拍摄减轻了图像模糊的清晰的体内图像。

[0156] 如以上说明的那样,在本发明的实施方式 3 中,在形成为容易导入到被检体的体内那样大小的胶囊型壳体的内部固定配置有摄像部,将具有该胶囊型壳体和摄像部的胶囊型内窥镜的比重设定得小于被导入到被检体内部的液体的比重,使胶囊型内窥镜漂浮于该液体的液面,且将该胶囊型内窥镜的重心设定在偏离于该胶囊型壳体的中心的位置,使胶囊型内窥镜在该液体的液面维持特定漂浮姿势,并且使摄像部的摄像方向相对于该液面朝着规定方向,将载置有使胶囊型内窥镜漂浮于内脏器官的液面的状态的被检体的载置部(例如上述床 43)以角速度值小于该摄像部的视场角与帧速率的乘积值的角速度旋转驱动,相对于该被检体改变摄像方向。因此,在由该摄像部依次拍摄体内图像的摄像间隔的期间,能够将相对于该被检体变化的摄像方向的改变角度维持成小于该摄像部的视场角,由此,能够使随着摄像方向的改变而进行位移的各摄像视场的至少一部分视场区域相互重复。结果,与上述实施方式 1 的情况同样,可以实现能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群的体内观察系统、体内图像获取装置和通过观察这些体内图像群来观察被检体的内脏器官内部的体内观察方法。

[0157] 通过采用该实施方式 3 的体内观察系统和体内图像获取装置,能尽可能地降低被检体的内脏器官内部的摄像遗漏,并且能获取在内脏器官内部的大致整个范围连续的体内图像群,由此能毫无遗漏地观察胃或大肠等被检体的内脏器官内部。

[0158] 而且,在拍摄 1 帧体内图像的期间,以角速度值小于用摄像部的视场角除以该体内图像的一边的像素数和拍摄时间的乘积值所得到的商值的角速度驱动被检体的载置部旋转,以该角速度相对于该被检体改变摄像部的摄像方向。因此,能将随着该摄像方向的变化而在体内图像的拍摄时间内进行位移的摄像部的摄像视场的视场偏离量维持成小于体内图像的 1 个像素的偏离量,与上述实施方式 1 的情况同样,能够将该摄像视场的体内图像的模糊减轻为小于该摄像部的受光面的 1 个像素或小于体内图像的显示系统的 1 个像素。结果,即使是在拍摄体内图像的同时改变摄像方向的情况下,也能依次拍摄减轻了图像模糊的清晰的体内图像。

[0159] 实施方式 4

[0160] 接着,说明本发明的实施方式 4。在上述实施方式 3 中,通过驱动载置了被检体 100 的床 43 旋转,相对于被检体 100 改变了胶囊型内窥镜 42 的摄像方向 F,但在该实施方式 4 中,代替驱动该床 43 旋转,驱动胶囊型内窥镜内部的摄像部 23 旋转来改变摄像部 23 的摄像方向 F。

[0161] 图 15 是示意性地表示本发明的实施方式 4 的体内观察系统的构成例子的框图。如

图 15 所示,该实施方式 4 的体内观察系统 51 具有胶囊型内窥镜 52 来替代上述实施方式 3 的体内观察系统 41 的胶囊型内窥镜 42,具有控制部 56 来替代控制部 46。该胶囊型内窥镜 52 不被配置在被检体 100 的外部的控制部 56 控制,而自身具有改变摄像方向的功能。另外,体内观察系统 51 不具有上述驱动部 44。即,在该体内观察系统 51 中,并不是驱动床 43 绕 xyz 轴坐标系的轴旋转来改变被检体 100 的姿势,而是床 43 被支承部 45 固定。其他的构成与实施方式 3 相同,对同一构成部分标注相同的附图标记。

[0162] 如上所述,胶囊型内窥镜 52 不被配置在被检体 100 的外部的控制部 56 所控制而是自身改变体内图像的摄像方向。例如,胶囊型内窥镜 52 与上述实施方式 3 的胶囊型内窥镜 42 相同地设定比重和重心,漂浮于被导入到被检体 100 的内脏器官内部的液体的液面上,并且在该液面上维持特定漂浮姿势。该胶囊型内窥镜 52 在维持了该特定漂浮姿势的状态下,自身改变摄像方向,并且依次拍摄被检体的体内图像。该胶囊型内窥镜 52 所具有的其他功能和胶囊型内窥镜 52 的构造与上述实施方式 3 的胶囊型内窥镜 42 相同。

[0163] 另外,胶囊型内窥镜 52 特别是也可以不漂浮在被检体 100 内部的液面上。即,该胶囊型内窥镜 52 的比重也可以设定在被导入到被检体 100 的内脏器官内部的液体的比重以上。这种情况下,胶囊型内窥镜 52 的重心被设定在胶囊型壳体(后述的图 16 所示的壳体 20)内部的特定位置即可,特别是也可以不设定在偏离于壳体 20 的中心的位置。

[0164] 控制部 56 与上述实施方式 3 的体内观察系统 41 的控制部 46 同样地控制接收部 6、输入部 8、显示部 9 和存储部 10。另一方面,控制部 56 不具有控制胶囊型内窥镜 52 的摄像方向的改变的功能。这种情况下,输入部 8 将对控制部 56 发出指令的指令信息、被检体的患者信息以及被检体的检查信息等输入到控制部 56 即可,也可以不将帧速率、视场角、体内图像的一边的像素数、摄像条件等与胶囊型内窥镜 52 的摄像功能有关的信息输入到控制部 56。

[0165] 另外,在该实施方式 4 中,载置被检体 100 的床 43 被驱动绕 xyz 轴坐标系的轴旋转而不改变被检体 100 的姿势,因此不需要由上述束缚带 43a、43b、43c 束缚被检体 100。即,该床 43 可以不具有束缚带 43a、43b、43c。

[0166] 接着,详细地说明本发明的实施方式 4 的体内图像获取装置的一个例子的胶囊型内窥镜 52 的构成。图 16 是表示本发明的实施方式 4 的胶囊型内窥镜 52 的一构成例子的示意图。如图 16 所示,该实施方式 4 的胶囊型内窥镜 52 还具有改变摄像部 23 的摄像方向 F 的驱动部 54,包括具有该驱动部 54 的驱动控制功能的控制部 55 来替代上述实施方式 3 的胶囊型内窥镜 42 的控制部 26。该驱动部 54 通过驱动包含多个照明部 21、摄像部 23 的摄像机构 53 进行旋转来改变摄像部 23 的摄像方向 F。其他的构成与实施方式 3 相同,对同一构成部分标注相同的附图标记。

[0167] 驱动部 54 至少作为驱动摄像部 23 旋转来改变摄像部 23 的摄像方向 F 的方向变更部件而发挥作用。具体来说,驱动部 54 驱动包含多个照明部 21、摄像部 23 的摄像机构 53 进行旋转,确保照明光对摄像方向 F 的摄像视场的照射(即由照明光照明摄像视场),并改变(旋转)该摄像方向 F。即使是被检体 100 内部的胶囊型内窥镜 52 相对于被检体 100 静止的状态下,该驱动部 54 也能依次改变摄像方向 F。

[0168] 控制部 55 具有驱动控制部 55a 和速度设定部 55b,通过控制上述驱动部 54 来控制胶囊型内窥镜 52 的摄像方向 F。速度设定部 55b 预先获取与胶囊型内窥镜 52 的摄像功能

有关的信息（例如帧速率 f 、视场角 θ 、体内图像的一边的像素数 m 和发光时间 t 等摄像条件），适当地采用该获取的信息来算出角速度。速度设定部 55b 将该算出的角速度设定为由上述驱动部 54 驱动摄像机构 53 旋转（即，使摄像方向 F 旋转）时的角速度。驱动控制部 55a 使驱动部 54 驱动摄像机构 53 以速度设定部 55b 所设定了的角速度旋转，由此，使驱动部 54 改变摄像部 23 的摄像方向 F 。即，驱动控制部 55a 通过控制该驱动部 54 的驱动来控制摄像部 23 的摄像方向 F 。另外，该控制部 55 所具有的其他功能与上述实施方式 3 的胶囊型内窥镜 42 的控制部 26 相同。

[0169] 接着，对使驱动部 54 改变依次拍摄被检体 100 的体内图像的摄像部 23 的摄像方向 F 的胶囊型内窥镜 52 的控制部 55 的动作进行说明。控制部 55 反复进行与上述步骤 S101 ~ S103（参照图 4）大致同样的处理工序，设定在体内图像的摄像间隔 T 的期间驱动摄像机构 53 旋转时的角速度 ω_1 和在体内图像的拍摄时间内驱动摄像机构 53 旋转时的角速度 ω_2 、控制驱动部 54 以设定的角速度 ω_1 、 ω_2 改变摄像方向 F 。

[0170] 这种情况下，控制部 55 替代上述步骤 S101 来设定摄像机构 53 的旋转驱动的角速度。具体来说，速度设定部 55b 预先获取与胶囊型内窥镜 52 的摄像功能有关的信息（视场角 θ 、帧速率 f 、体内图像的一边的像素数 m 和发光时间 t 等摄像条件）。速度设定部 55b 算出小于视场角 θ 和帧速率 f 的乘积值的角速度 ω_1 [deg./秒]，将该算出的角速度 ω_1 设定为在上述摄像间隔 T 中驱动摄像机构 53 旋转时的角速度。另外，速度设定部 55b 算出角速度值小于用视场角 θ 除以体内图像的一边的像素数 m 与照明光的发光时间 t 的乘积值所得到的商值的角速度 ω_2 [deg./秒]，将该算出的角速度 ω_2 设定为各体内图像的拍摄时间（例如照明光的发光时间）内驱动摄像机构 53 旋转时的角速度。

[0171] 另一方面，控制部 55 替代上述步骤 S103 而使驱动部 54 以该角速度 ω_1 、 ω_2 驱动摄像机构 53 旋转。具体来说，驱动控制部 55a 控制驱动部 54，使得在摄像部 23 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间（照明光的发光时间或摄像部 23 的受光时间）之外的期间，以该角速度 ω_1 ($<$ 帧速率 $f \times$ 视场角 θ) 驱动摄像机构 53 旋转。另外，驱动控制部 55a 控制驱动部 54，使得摄像部 23 的摄像间隔 T 中的体内图像的拍摄时间、即摄像部 23 拍摄体内图像的期间，以该角速度 ω_2 ($<$ 视场角 $\theta \div$ (一边的像素数 $m \times$ 发光时间 t)) 驱动摄像机构 53 旋转。

[0172] 接着，例示了如上述图 3 所示那样在每个摄像间隔 T 依次拍摄由发光时间 t 的照明光所照明的被检体 100 的体内图像的情况，对由该控制部 55 所驱动控制的驱动部 54 确定的摄像方向 F 的改变作用和本发明的体内观察方法的体内图像拍摄步骤和摄像方向变更步骤进行具体地说明。图 17 是例示胶囊型内窥镜 52 在驱动部 54 的作用下摄像方向 F 发生变化的状态的示意图。

[0173] 如图 17 所示，摄像机构 53 在驱动部 54 的驱动作用下旋转，并且依次改变摄像方向 F 。这种情况下，多个照明部 21 在每个摄像间隔 T 只对在该驱动部 54 的作用下而变化（旋转）的摄像方向 F 的摄像视场依次照明发光时间 t ，摄像部 23 在每个摄像间隔 T 依次拍摄该摄像方向 F 的摄像视场的图像、即被检体 100 的体内图像。

[0174] 在此，驱动部 54 基于上述驱动控制部 55a 的控制，在摄像部 23 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间，以角速度 ω_1 ($<$ 帧速率 $f \times$ 视场角 θ) 驱动摄像机构 53 旋转，在该摄像间隔 T 中的摄像部 23 拍摄体内图像的期间，以角速度 ω_2 ($<$ 视场角

$\theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 驱动该摄像机构 53 旋转。这种情况下, 摄像部 23 随着以该角速度 ω_1 、 ω_2 驱动摄像机构 53 的旋转, 以角速度 ω_1 改变摄像方向 F, 特别是拍摄体内图像的各期间, 以角速度 ω_2 改变摄像方向 F。

[0175] 在这样通过驱动部 54 驱动摄像机构 53 旋转来改变摄像方向 F 的情况下, 如图 17 所示, 该摄像方向 F 的改变角度 α [deg.] 始终小于胶囊型内窥镜 52 的视场角 θ 。结果, 摄像方向 F 的摄像视场与改变后的摄像方向 F 的摄像视场的至少一部分的视场区域重复。摄像部 23 通过这样一边使摄像视场的视场区域重复一边依次拍摄体内图像, 能可靠地拍摄在体内图像间至少一部分的图像部分重复的体内图像群。该实施方式 4 的胶囊型内窥镜 52 在该摄像部 23 按照时间序列依次拍摄了被检体的体内图像群的情况下, 能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0176] 在此, 该实施方式 4 的角速度 ω_1 最好与上述实施方式 3 的情况同样地设定为小于等于视场角 θ 和帧速率 f 的乘积值的一半。通过这样设定角速度 ω_1 (\leq 帧速率 $f \times$ 视场角 $\theta \div 2$), 各摄像方向间的改变角度 α 始终为小于等于视场角 θ 的一半。结果, 摄像方向 F 的摄像视场与改变后的摄像方向 F 的摄像视场的一半以上重复。胶囊型内窥镜 52 通过这样在各摄像视场间使一半以上的视场区域重复, 能可靠地拍摄在体内图像间一半以上的图像部分重复的体内图像群。该胶囊型内窥镜 52 即使在摄像方向 F 的旋转中心与视场角 θ 的中心不重合的情况下, 也能更加可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0177] 另一方面, 如上所述, 摄像部 23 在拍摄摄像间隔 T 中的体内图像的各期间随着以角速度 ω_2 ($<$ 视场角 $\theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t)$) 驱动摄像机构 53 的旋转, 以角速度 ω_2 改变摄像方向 F。因此, 追随以该角速度 ω_2 变化的摄像方向 F 而进行位移的摄像视场的视场偏离量始终为小于摄像部 23 的受光面的 1 个像素的偏离量。结果, 与上述实施方式 3 的情况同样, 胶囊型内窥镜 52 在拍摄体内图像的各期间通过以该角速度 ω_2 改变摄像方向 F, 即使在拍摄体内图像的同时改变摄像方向 F 的情况下, 也能依次拍摄减轻了图像模糊的清晰的体内图像。

[0178] 如上说明那样, 在本发明的实施方式 4 中, 在形成为容易导入到被检体的体内那样大小的胶囊型壳体内部配置有依次拍摄体内图像的摄像部和驱动该摄像部旋转的驱动部, 使驱动部以角速度值小于该摄像部的视场角和帧速率的乘积值的角速度驱动摄像部旋转来改变该摄像部的摄像方向。因此, 在该摄像部依次拍摄的体内图像的摄像间隔的期间, 能够将在该驱动部的作用下而改变的摄像方向的改变角度维持成小于该摄像部的视场角, 由此, 能使随着摄像方向的改变而进行位移的各摄像视场的至少一部分的视场区域互相重复。结果, 与上述实施方式 3 的情况相同, 能实现能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群、并且即使是胶囊型壳体相对于被检体处于静止的状态下也能依次改变摄像部的摄像方向的体内观察系统、体内图像获取装置、以及通过观察这些体内图像群来观察被检体的内脏器官内部的体内观察方法。

[0179] 通过采用该实施方式 4 的体内观察系统和体内图像获取装置, 能尽可能降低被检体的内脏器官内部的摄像遗漏, 并且能获取在内脏器官内部的大致整个范围连续的体内图像群, 由此能毫无遗漏地观察胃或大肠等被检体的内脏器官内部。

[0180] 另外, 在拍摄 1 帧体内图像的期间, 使驱动部以角速度值小于用摄像部的视场角

除以该体内图像的一边的像素数与拍摄时间的乘积值所得到的商值的角速度驱动摄像部旋转,以该角速度改变该摄像部的摄像方向。因此,能够将随着该摄像方向的变化而在体内图像的拍摄时间内进行位移的摄像部的摄像视场的视场偏离量维持在小于体内图像的 1 个像素的偏离量,与上述实施方式 3 的情况同样,能够将该摄像视场的体内图像的模糊减轻成小于该摄像部的受光面的 1 个像素或小于体内图像的显示系统的 1 个像素。结果,即使是在拍摄体内图像的同时改变摄像方向的情况下,也能依次拍摄减轻了图像模糊的清晰的体内图像。

[0181] 实施方式 5

[0182] 接着,说明本发明的实施方式 5。在上述实施方式 1 中,通过磁场产生部 3 的外部磁场改变被导入到被检体的内脏器官内部的胶囊型内窥镜 2 的姿势来改变该胶囊型内窥镜 2 的摄像方向 F,但在该实施方式 5 中,替代该胶囊型内窥镜,包括具有能插入到被检体的内脏器官内部的细长的插入部的内窥镜装置,通过驱动该插入部的顶端部弯曲来改变摄像部的摄像方向。

[0183] 图 18 是示意性地表示本发明的实施方式 5 的体内观察系统的一构成例子的框图。图 19 是例示本发明的实施方式 5 的体内图像获取装置的一个例子的内窥镜装置的插入部顶端的内部构成的纵剖示意图。如图 18 所示,该实施方式 5 的体内观察系统 61 包括:依次获取被检体的体内图像的内窥镜装置 62 和对由内窥镜装置 62 获取的体内图像群进行显示的图像显示装置 63。内窥镜装置 62 包括:具有能插入到被检体的内脏器官内部的细长的插入部 64a 的内窥镜主体 64;驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲的弯曲驱动部 65;操作该顶端部 64b 的弯曲驱动的操作部 66;经由被插入到被检体的内脏器官内部的插入部 64a 来照明内脏器官内部的照明部 68。另外,内窥镜装置 62 包括输入各种信息的输入部 70;存储被检体的体内图像群等各种信息的存储部 71;控制该内窥镜装置 62 的各构成部的控制部 72。

[0184] 如上所述,内窥镜主体 64 具有能插入到被检体的内脏器官内部的细长的插入部 64a。另外,如图 19 所示,内窥镜主体 64 在该插入部 64a 内部具有光学纤维等光导件 67 和摄像部 69。插入部 64a 是具有挠性的细长的构件,从被检体的嘴或肛门等插入到内脏器官内部。该插入部 64a 在后述的弯曲驱动部 65 的作用下而使顶端部 64b 弯曲。

[0185] 光导件 67 是采用光学纤维等来实现的,在插入部 64a 内部形成导光路径。该光导件 67 从插入部 64a 的基端部侧向顶端部 64b 侧传递由照明部 68 发出的照明光,将该照明光引导到摄像部 69 的摄像视场(例如被检体的内脏器官内部)。

[0186] 摄像部 69 被固定配置在插入部 64a 的顶端部 64b 的内部,拍摄由光导件 67 所导入的照明光、即由照明部 68 的照明光所照明的被检体的体内图像。具体来说,摄像部 69 具有聚光透镜等光学系统 69a、和 CMOS 图像传感器或 CCD 等固体摄像元件 69b。光学系统 69a 对来自照明部 68 的照明光所照明的被检体的内脏器官内部(即摄像部 69 的摄像视场)的反射光进行聚光,将被摄体图像成像在固体摄像元件 69b 的受光面上。固体摄像元件 69b 在该光学系统 69a 的焦点位置配置受光面,借助该受光面接受来自内脏器官内部的反射光,对该接受的反射光进行光电变换处理而生成体内图像的图像数据。

[0187] 如图 19 所示,具有该光学系统 69a 和固体摄像元件 69b 的摄像部 69 具有视场角 θ [deg.],在与插入部 64a 的长度方向的中心轴线大致平行的摄像方向 F 上具有由该视场

角 θ 规定的摄像视场。这种情况下,该摄像部 69 的光轴与插入部 64a 的长度方向的中心轴线大致平行,最好是大致重合。另外,该摄像部 69 以规定的帧速率 f [帧/秒] 依次拍摄位于该摄像视场内的内脏器官内部的体内图像。由该摄像部 69 拍摄的体内图像的图像数据被依次发送到图像显示装置 63。

[0188] 弯曲驱动部 65 作为驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲来改变摄像部 69 的摄像方向 F 的方向变更部件而发挥作用。具体来说,弯曲驱动部 65 包括:与插入部 64a 的顶端部 64b 连接的电缆(未图示);经由该电缆而使顶端部 64b 弯曲的驱动器(未图示)。该弯曲驱动部 65 基于控制部 72 的控制而驱动顶端部 64b 在 xyz 轴坐标系的空间内部的期望的方向(上下方向、左右方向等)上弯曲。由此,弯曲驱动部 65 改变该顶端部 64b 内的摄像部 69 的摄像方向 F 。

[0189] 操作部 66 用于操作改变该摄像部 69 的摄像方向 F 的弯曲驱动部 65。该操作部 66 例如由医生或护士等用户所把持,将用于使弯曲驱动部 65 驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲的指令信息输入到控制部 72。

[0190] 照明部 68 经由被配置在上述插入部 64a 内部的光导件 67 来对摄像部 69 的摄像视场照射照明光,通过该照明光照明摄像部 69 的摄像视场。具体来说,照明部 68 具有 LED 等发光元件 68a 和多个颜色的彩色滤光片的彩色滤光片群 68b。发光元件 68a 发出白色光,使该发出的白色光透过彩色滤光片群 68b。彩色滤光片群 68b 具有多个颜色的彩色滤光片,例如,具有作为光的 3 原色的红色、绿色和蓝色的各彩色滤光片(以下称为 RGB 彩色滤光片),旋转该 RGB 彩色滤光片,依次改变使来自发光元件 68a 的白色光透过的彩色滤光片的颜色。该彩色滤光片群 68b 以规定的间隔使来自发光元件 68a 的白色光依次变化为红色光、绿色光和蓝色光。具有该发光元件 68a 和彩色滤光片群 68b 的照明部 68 基于控制部 72 的控制,经由上述光导件 67 以规定的间隔对摄像部 69 的摄像视场依次照射红色、绿色和蓝色的各照明光,通过该多个颜色的各照明光依次照明摄像部 69 的摄像视场。

[0191] 输入部 70 是采用键盘和鼠标等输入装置来实现的,按照由医生或护士等用户的输入操作,将各种信息输入到控制部 72。由该输入部 70 输入到控制部 72 的各种信息例如是对控制部 72 发出指令的指令信息、与摄像部 69 的摄像功能有关的信息等。另外,与摄像部 69 的摄像功能有关的信息例如是依次拍摄被检体的体内图像时的帧速率 f 、视场角 θ 、体内图像的一边的像素数 m 、光学系统的焦点位置或拍摄时间等体内图像的摄像条件等。

[0192] 存储部 71 是采用 RAM、EEPROM、闪存或硬盘等可重写地保存信息的各种存储介质来实现的。存储部 71 存储了控制部 72 发出存储指令的各种信息,并从所存储的各种信息中将控制部 72 读取并发出指令的信息发送到控制部 72。该存储部 71 存储的信息例如是由输入部 70 所输入的和摄像部 69 的摄像功能有关的信息等。

[0193] 控制部 72 控制内窥镜装置 62 的各构成部(弯曲驱动部 65、操作部 66、照明部 68、摄像部 69、输入部 70 和存储部 71) 的动作,控制该各构成部间信号的输入输出。具体来说,控制部 72 基于由输入部 70 所输入的指令信息,控制照明部 68 的照明光的发光动作和摄像部的体内图像的摄像动作。另外,控制部 72 基于由操作部 66 所输入的指令信息,控制弯曲驱动部 65 的动作。

[0194] 该控制部 72 具有摄像控制部 72a、驱动控制部 72b 和速度设定部 72c。摄像控制部 72a 以规定的间隔将红色、绿色和蓝色的各照明光依次输出到照明部 68,通过面顺序法

使摄像部 69 拍摄由该红色、绿色和蓝色的各照明光（以下有时称为红色光、绿色光、蓝色光）所依次照明的被检体的体内图像。具体来说，如图 20 所示，摄像控制部 72a 使照明部 68 依次输出发光时间为 t_R 的红色光，发光时间为 t_G 的绿色光和发光时间为 t_B 的蓝色光，在每个规定的摄像间隔 T 使摄像部 69 拍摄由该红色光、绿色光和蓝色光依次照明的被检体的体内图像。在这种情况下，摄像控制部 72a 在每个摄像间隔 T 以规定的顺序（例如，红色光、绿色光、蓝色光的顺序）使照明部 68 反复输出红色光、绿色光和蓝色光，使摄像部 69 与该照明光的各发光时间 t_R 、 t_G 、 t_B 同时地依次曝光。

[0195] 另外，该摄像部 69 通过面顺序法拍摄的 1 帧体内图像是将由发光时间为 t_R 的红色光照明的被检体的体内图像（以下称为红色分光图像）、发光时间为 t_G 的绿色光照明的被检体的体内图像（以下称为绿色分光图像）和发光时间为 t_B 的蓝色光照明的被检体的体内图像（以下称为蓝色分光图像）合成而形成的。即，该摄像部 69 的 1 帧体内图像的拍摄时间是这些红色光、绿色光和蓝色光的各发光时间 t_R 、 t_G 、 t_B 相加所得到的和。另外，如上所述，该摄像部 69 的摄像间隔 T 是开始拍摄 1 帧体内图像之后到开始拍摄下一帧的体内图像的时间间隔，包含红色光、绿色光和蓝色光的各发光时间 t_R 、 t_G 、 t_B 和摄像部 69 的受光时间（曝光时间）等。

[0196] 速度设定部 72c 预先获取由输入部 70 所输入的与摄像部 69 的摄像功能有关的信息（帧速率 f 、视场角 θ 、体内图像的一边的像素数 m 和发光时间等摄像条件），适当地采用该获取的信息来算出角速度。速度设定部 72c 将该算出的角速度设定为由上述弯曲驱动部 65 驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲（即改变摄像部 69 的摄像方向 F ）时的角速度。驱动控制部 72b 以由速度设定部 72c 所设定的角速度使弯曲驱动部 65 驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲，由此，使弯曲驱动部 65 改变顶端部 64b 内的摄像部 69 的摄像方向 F 。即，驱动控制部 72b 通过该弯曲驱动部 65 的驱动控制来控制摄像部 69 的摄像方向 F 。

[0197] 另一方面，图像显示装置 63 具有获取上述摄像部 69 通过面顺序法依次拍摄的被检体的体内图像群并显示该被检体的体内图像群的工作站等这样的构成。具体来说，图像显示装置 63 经由电缆 63a 等从摄像部 69 获取图像数据群，对所获取的图像数据群进行规定的图像处理，生成被检体的体内图像群。图像显示装置 63 具有大容量的存储介质，将所得到的被检体的体内图像群保存到该存储介质。另外，图像显示装置 63 具有输入各种信息的输入部，将由该输入部所输入的各种信息（例如被检体的患者信息和检查信息）与被检体的体内图像一起显示。即，图像显示装置 63 显示针对被检体的内窥镜检查有用的信息。另外，图像显示装置 63 具有医生或护士等用户用于观察（检查）被检体的体内图像的处理功能。用户通过使被检体的体内图像群显示在该图像显示装置 63 中，能观察该被检体的内脏器官内部。

[0198] 接着，说明控制部 72 的动作，该控制部 72 使弯曲驱动部 65 改变内置于内窥镜主体 64 的插入部 64a 的顶端部 64b 中的摄像部 69 的摄像方向 F 。图 21 是例示通过弯曲驱动部 65 的驱动控制来控制摄像部 69 的摄像方向 F 的控制部 72 的处理工序的流程图。控制部 72 使弯曲驱动部驱动被插入到被检体的内脏器官内部的插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲，由此，使弯曲驱动部 65 改变顶端部 64b 内的摄像部 69 的摄像方向 F 。

[0199] 即，如图 21 所示，首先，控制部 72 设定上述插入部 64a 的弯曲驱动的角速度（步骤 S201）。在该步骤 S201 中，速度设定部 72c 获取由输入部 70 所输入的与摄像部 69 的摄

像功能有关的信息、例如摄像部 69 的视场角 θ 、帧速率 f 、体内图像的一边的像素数 m 和照明光的发光时间 t_R 、 t_G 、 t_B ，适当地采用该获取的各种信息来设定弯曲驱动的角度。

[0200] 详细地说，速度设定部 72c 算出角速度值小于视场角 θ 与 帧速率 f 的乘积值的角速度 ω_1 [deg./秒]，将该算出的角速度 ω_1 设定为在上述摄像间隔 T 中驱动顶端部 64b 弯曲时的平均角速度。另外，速度设定部 72c 算出角速度值小于用视场角 θ 除以体内图像的一边的像素数 m 和照明光的发光时间 t_S 的乘积值所得到的商值的角速度 ω_2 [deg./秒]，将该算出的角速度 ω_2 设定为在上述摄像间隔 T 中的拍摄时间内驱动顶端部 64b 弯曲时的平均角速度。另外，该发光时间 t_S 是上述红色光的发光时间 t_R 、绿色光的发光时间 t_G 、蓝色光的发光时间 t_B 相加所得到的和。该角速度 ω_1 、 ω_2 被存储于存储部 71，根据需要由控制部 72 读取。

[0201] 接着，控制部 72 判断有无插入部 64a 的弯曲指令（步骤 S202）。在该步骤 S202 中，控制部 72 在未输入插入部 64a 的弯曲驱动指令信息的情况下，判断为无插入部 64a 的弯曲指令（步骤 S202、No），反复进行该步骤 S202 的处理工序。另一方面，控制部 72 在由操作部 66 输入了插入部 64a 的弯曲驱动指令信息的情况下，判断为有插入部 64a 的弯曲指令（步骤 S202、Yes），以在上述步骤 S201 中设定的角速度 ω_1 、 ω_2 使弯曲驱动部 65 改变插入部 64a 的顶端部 64b（步骤 S203）。

[0202] 在该步骤 S203 中，驱动控制部 72b 控制弯曲驱动部 65，以使在摄像部 69 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间，以上述角速度 ω_1 ($< \text{帧速率 } f \times \text{视场角 } \theta$) 驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲。另一方面，驱动控制部 72b 控制弯曲驱动部 65，以使在摄像部 69 的摄像间隔 T 中的体内图像的拍摄时间、即摄像部 69 通过面顺序法拍摄体内图像的期间，以上述角速度 ω_2 ($< \text{视场角 } \theta \div (\text{一边的像素数 } m \times \text{发光时间 } t_S)$) 驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲。

[0203] 通过这样驱动控制部 72b 驱动控制弯曲驱动部 65，弯曲驱动部 65 在摄像部 69 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间，以上述角速度 ω_1 改变随着插入部 64a 的顶端部 64b 的弯曲驱动而变化的摄像部 69 的摄像方向 F ，在摄像部 69 通过面顺序法拍摄体内图像期间，以上述角速度 ω_2 改变随着插入部 64a 的顶端部 64b 的弯曲驱动而变化的摄像部 69 的摄像方向 F 。之后，控制部 72 返回到上述步骤 S202，反复进行该步骤 S202 以后的处理工序。

[0204] 接着，例示了被插入到被检体的内脏器官内部的插入部 64a 的顶端部 64b 内的摄像部 69 依次拍摄 2 帧体内图像的情况，对由上述控制部 72 所驱动控制的弯曲驱动部 65 驱动的摄像方向 F 的改变动作和本发明的体内观察方法的体内图像拍摄步骤和摄像方向变更步骤进行具体地说明。图 22 是例示了随着插入部 64a 的顶端部 64b 的弯曲驱动而摄像部 69 改变摄像方向 F 并通过面顺序法依次拍摄体内图像的状态的示意图。图 23 是例示了随着摄像方向 F 的改变，各分光图像的摄像视场偏离的状态的示意图。

[0205] 另外，在图 22 中，摄像视场 E_1 、 E_2 是捕捉了被检体的内脏器官内部的摄像部 69 的摄像视场，如上所述那样由视场角 θ 规定。该摄像视场 E_1 、 E_2 中的摄像视场 E_1 是与摄像部 69 通过面顺序法依次拍摄的 2 帧体内图像中的第 1 帧体内图像相对应的摄像视场，摄像视场 E_2 是与这些 2 帧体内图像中的第 2 帧体内图像相对应的摄像视场。而且，在图 23 中，摄像视场 E_R 、 E_G 、 E_B 是包含于 1 帧体内图像的摄像视场 E_1 的摄像视场。摄像视场 E_R 是该

1 帧体内图像的红色分光图像的摄像视场,摄像视场 EG 是该 1 帧体内图像的绿色分光图像的摄像视场,摄像视场 EB 是该 1 帧体内图像的蓝色分光图像的摄像视场。

[0206] 如图 22 所示,插入部 64a 在上述控制部 72 所驱动控制的弯曲驱动部 65 的作用下而使顶端部 64b 弯曲。该顶端部 64b 内的摄像部 69 随着该顶端部 64b 的弯曲驱动而使摄像方向 F 从摄像视场 E1 的摄像方向 F(虚线箭头)改变为摄像视场 E2 的摄像方向 F(实线箭头),并且通过面顺序法依次拍摄该摄像视场 E1、E2 的各体内图像。

[0207] 在此,弯曲驱动部 65 基于上述驱动控制部 72b 的控制,在摄像部 69 的摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外期间,以角速度 $\omega 1$ ($<$ 帧速率 $f \times$ 视场角 θ) 驱动插入部 64a 的顶端部 64b 弯曲,在该摄像间隔 T 中的摄像部 69 通过面顺序法拍摄体内图像期间,以角速度 $\omega 2$ ($<$ 视场角 $\theta \div$ (一边的像素数 $m \times$ 发光时间 tS)) 改变该顶端部 64b。这种情况下,摄像部 69 随着以该角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 进行的顶端部 64b 的弯曲驱动,以角速度 $\omega 1$ 将摄像视场 E1 的摄像方向 F 改变到摄像视场 E2 的摄像方向 F,特别是在拍摄摄像视场 E1、E2 的体内图像的各期间,以角速度 $\omega 2$ 改变摄像方向 F。

[0208] 这样通过弯曲驱动部 65 驱动顶端部 64b 弯曲来改变摄像方向 F 的情况下,如图 22 所示,该摄像方向 F 的改变角度 α [deg.] 始终小于摄像部 69 的视场角 θ 。结果,摄像方向 F 的摄像视场 E1 与改变后的摄像方向 F 的摄像视场 E2 的至少一部分的视场区域重复。摄像部 69 通过这样地一边使视场区域重复一边依次拍摄摄像视场 E1、E2 的各体内图像,能可靠地拍摄在体内图像间至少一部分的图像部分重复的体内图像群。该摄像部 69 在按照时间序列依次拍摄被检体的体内图像群的情况下,能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0209] 在此,该实施方式 5 的角速度 $\omega 1$ 与上述实施方式 1 的情况同样,最好设定为小于等于视场角 θ 和帧速率 f 的乘积值的一半。通过这样设定角速度 $\omega 1$ (\leq 帧速率 $f \times$ 视场角 $\theta \div 2$),如图 22 所示,摄像视场 E1 的摄像方向 F 与摄像视场 E2 的摄像方向 F 所成的改变角度 α 始终为小于等于视场角 θ 的一半。结果,摄像方向 F 的摄像视场 E1 与改变后的摄像方向 F 的摄像视场 E2 的一半以上重复。摄像部 69 依次拍摄上述这样地视场区域一半以上重复的摄像视场 E1、E2 的各体内图像,能可靠地拍摄在体内图像间一半以上的图像部分重复的体内图像群。该摄像部 69 即使在摄像方向 F 的旋转中心与视场角 θ 的中心不重合的情况下,也能更加可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群。

[0210] 另一方面,如上所述,摄像部 69 在摄像间隔 T 中的通过面顺序法拍摄摄像视场 E1、E2 的体内图像的各期间,随着以角速度 $\omega 2$ ($<$ 视场角 $\theta \div$ (一边的像素数 $m \times$ 发光时间 tS)) 进行的顶端部 64b 的弯曲驱动,以角速度 $\omega 2$ 改变摄像方向 F。这种情况下,通过面顺序法拍摄体内图像的摄像视场 E1、E2 随着该摄像方向 F 的改变而产生视场偏离量。

[0211] 具体来说,如图 23 所示,包含于通过面顺序法拍摄体内图像的摄像视场 E1 中的摄像视场 ER、EG、EB 随着该摄像方向 F 的变化而产生视场偏离量 e 。在此,如上所述,该摄像部 69 的摄像方向 F 在体内图像的拍摄时间内、即各照明光的发光时间 tS 内以角速度 $\omega 2$ 变化(旋转)。因此,随着该摄像方向 F 的变化而在体内图像的拍摄时间内进行位移的摄像视场 ER、EG、EB 的视场偏离量 e 成为小于与包含摄像视场 ER、EG、EB 的摄像视场 E1 相对应的体内图像(即通过面顺序法拍摄的体内图像)的 1 个像素的偏离量。

[0212] 结果,在该摄像部 69 的一边的像素数为小于等于该体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,因该摄像视场 ER、EG、EB 的位移而导致的红色分光图像、绿色分光图像、蓝色分光图像的图像模糊、即、由该红色分光图像、绿色分光图像和蓝色分光图像的合成所形成的面顺序法的体内图像的颜色模糊能减轻为小于摄像部 69 的受光面的 1 个像素,在该摄像部 69 的一边的像素数超过该体内图像的显示系统的一边的像素数的情况下,能减轻为小于该体内图像的显示系统的 1 个像素。这样,摄像部 69 通过上述角速度 $\omega 2$ 改变摄像方向 F,即使是在拍摄体内图像的同时改变摄像方向 F 的情况下,也能减轻通过面顺序法所拍摄的体内图像的颜色模糊,能通过面顺序法依次拍摄清晰的体内图像。接着摄像视场 E1 拍摄体内图像的下一帧的摄像视场 E2,也同样能获得该体内图像的颜色模糊的减轻效果。

[0213] 如上说明那样,在本发明的实施方式 5 中,将摄像部固定配置在被插入到被检体的体内的细长的插入部的顶端内部,以角速度值小于该摄像部的视场角和帧速率的乘积值的角速度驱动该插入部的顶端部弯曲,以该角速度改变该摄像部的摄像方向。因此,在由该摄像部依次拍摄体内图像的摄像间隔的期间,能将随着该顶端部的弯曲驱动而变化的摄像部的摄像方向的改变角度维持成小于该摄像部的视场角,由此,能使随着摄像方向的改变而进行位移的各摄像视场的至少一部分的视场区域互相重复。结果,在按照时间序列依次拍摄了被检体的体内图像群的情况下,可以实现能可靠地获取在时间上相邻的体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群的体内观察系统、体内图像获取装置以及通过观察这些体内图像群来观察被检体的内脏器官内部的体内观察方法。

[0214] 通过采用该实施方式 5 的体内观察系统和体内图像获取装置,能尽可能降低被检体的内脏器官内部的摄像遗漏,并且能获取在内脏器官内部的大致整个范围连续的体内图像群,由此,能毫无遗漏地观察胃或大肠等被检体的内脏器官内部。

[0215] 另外,在通过面顺序法拍摄 1 帧体内图像的期间、以角速度值小于用摄像部的视场角除以该体内图像的一边的像素数与拍摄时间的乘积值所得到的商值的角速度驱动插入部的顶端部弯曲,以该角速度改变该摄像部的摄像方向。因此,能将通过面顺序法拍摄的体内图像的各分光图像的摄像视场的视场偏离量维持在小于体内图像的 1 个像素的偏离量,由此,能够将该各分光图像的图像模糊减轻成小于该摄像部的受光面的 1 个像素或小于体内图像的显示系统的 1 个像素。结果,即使是在通过面顺序法拍摄体内图像并且改变摄像方向的情况下,也能够减轻因该各分光图像的图像模糊带来的体内图像的颜色模糊,能通过面顺序法依次拍摄清晰的体内图像。

[0216] 另外,在本发明的实施方式 1、2 中,使内置在胶囊型内窥镜的磁铁 28 的磁化方向和摄像部 23 的摄像方向 F 一致,但不限于此,例如也可以使磁铁 28 沿相对于胶囊型的壳体 20 的长度方向以规定的角度倾斜的方向或壳体 20 的径向磁化,使该磁铁 28 的磁化方向和摄像部 23 的摄像方向 F 不一致。这种情况下,追随磁场产生部 3 的外部磁场而变化的摄像方向 F 的变化量小于等于使磁铁 28 的磁化方向与摄像部 23 的摄像方向 F 一致的胶囊型内窥镜的摄像方向 F 的变化量。因此,只要以与改变胶囊型内窥镜的摄像方向 F(使磁铁 28 的磁化方向和摄像部 23 的摄像方向 F 一致)时的磁场方向的角速度条件相同的条件来控制胶囊型内窥镜的姿势,即使是磁铁 28 的磁化方向和摄像部 23 的摄像方向 F 不一致的情况下,也与一致的情况同样地能可靠获取连续的体内图像,并且能减轻体内图像的图像模糊。

[0217] 另外,本发明的实施方式 2 中,将照明光的发光时间设定为多种,以规定的顺序切换这些多种发光时间而使照明光的发光量变化,但不限于此,胶囊型内窥镜 32 的控制部 36 以体内图像的亮度信息等为基础,也可以根据摄像部 23 与内脏器官内壁之间的相对距离来调整最佳的照明光的发光量,也可以调整照明光的发光时间。这种情况下,被检体外的控制部 33 以从该胶囊型内窥镜 32 获取的体内图像的亮度信息等为基础掌控照明光的发光时间,以该掌控的发光时间为基础来设定磁场方向的角速度 $\omega 2$ 。

[0218] 另外,在本发明的实施方式 1~3 中,由输入部 8 输入体内图像的帧速率 f 和摄像条件等算出角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 所需的信息,但不限于此,以由接收部 6 从胶囊型内窥镜接收的信息、例如体内图像的接收时间、体内图像的亮度信息等为基础,可以掌控帧速率 f 、发光时间等摄像条件、摄像条件的种类数 n 、体内图像的一边的像素数 m 等算出角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 所需的信息。

[0219] 另外,在本发明的实施方式 2 中,作为多种摄像条件而设定了照明光的发光时间不同的 4 种摄像条件(发光时间 $t1 \sim t4$ 的摄像条件),但不限于此,也可以是由 2 种以上的发光时间所分类的摄像条件。另外,既可以以设定照明光的发光波长不同所分类的多种摄像条件来替代发光时间,也可以以设定光学系统的焦点位置、即摄像部的焦距位置不同所分类的多种摄像条件来替代发光时间,也可以适当地组合照明光的发光时间、发光波长、焦距位置等来设定多种摄像条件。无论是什么情况,只要以在同种类的摄像条件的体内图像间至少一部分的图像部分重复的方式改变上述外部磁场的磁场方向即可。

[0220] 例如,将多种发光波长设定为摄像条件的情况下,如图 24 所示,在每个体内图像的摄像间隔 T 按照规定的顺序切换多种发光波长(即照明光的发光颜色)即可。这种情况下,胶囊型内窥镜 32 的控制部 36 将发光时间 tR 的红色光、发光时间 tG 的绿色光、发光时间 tB 的蓝色光和发光时间 tW 的白色光按照规定的顺序反复切换而作为多种发光波长的照明光。另外,被检体外的控制部 33 以由该胶囊型内窥镜 32 拍摄的体内图像群中的相同的发光波长频带(或相同的受光波长频带)的各体内图像间至少一部分的图像部分重复的方式使磁场产生部 3 改变外部磁场的磁场方向即可。

[0221] 另外,在本发明的实施方式 2 中,将从 4 种发光时间 $t1 \sim t4$ 中的作为最小时间的发光时间 $t1$ 依次增加发光时间的顺序作为发光时间的 1 个循环的切换顺序,但不限于此,只要发光时间的 1 个循环的切换顺序被固定,既可以使发光时间依次减少的顺序作为 1 个循环的切换顺序,也可以使发光时间反复增加或反复减少的顺序作为 1 个循环的切换顺序。

[0222] 另外,在本发明的实施方式 1~5 中,由速度设定部算出了角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$,但不限于此,也可以由输入部将按照摄像条件而预先设定的角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 输入到被检体外的控制部,也可以在改变摄像方向的胶囊型内窥镜或内窥镜装置的控制部预先设定角速度 $\omega 1$ 、 $\omega 2$ 。

[0223] 另外,本发明的实施方式 2 中,采用作为发光时间 $t1 \sim t4$ 中的最大值的发光时间 $t4$ 算出了角速度 $\omega 2$,但不限于此,也可以按照多种发光时间来算出多种的角速度 $\omega 2$,与发光时间相对应地切换角速度 $\omega 2$ 。例如,在发出发光时间 $t1$ 的照明光的情况下,以采用该发光时间 $t1$ 而算出的角速度 $\omega 2$ 改变摄像方向 F ,在发出发光时间 $t2$ 的照明光的情况下,以采用该发光时间 $t2$ 而算出的角速度 $\omega 2$ 改变摄像方向 F ,在发出发光时间 $t3$ 的照明光的

情况下,以采用该发光时间 t_3 而算出的角速度 ω_2 改变摄像方向 F,在发出发光时间 t_4 的照明光的情况下,以采用该发光时间 t_4 而算出的角速度 ω_2 改变摄像方向 F 即可。由此,能按照拍摄时间将磁场方向的角速度 ω_2 设定为最佳值,因此在拍摄时间长的情况下能减小角速度 ω_2 ,在拍摄时间短的情况下能增大角速度 ω_2 。结果,能在短时间内高效率地减轻体内图像的图像模糊。

[0224] 另外,在本发明的实施方式 3 中,驱动载置有被检体 100 的床 43 旋转,相对于被检体 100 改变了摄像方向 F,但不限于此,也可以通过改变检查者或被检体 100 自身来改变在脏器内部包含胶囊型内窥镜的被检体 100 的体位,相对于被检体 100 改变摄像方向 F。这种情况下,例如图 25 所示,也可以采用床 101 而将被检体 100 的体位适当地改变成卧姿、站姿和坐姿,相对于被检体 100 改变被检体 100 内部的胶囊型内窥镜的摄像方向 F。这种情况下,在体内图像的摄像间隔 T 中以角速度 ω_1 改变被检体 100 的体位,在体内图像的拍摄时间(例如发光时间 t)以角速度 ω_2 改变被检体 100 的体位即可。

[0225] 另外,在本发明的实施方式 3 中,作为载置被检体 100 的载置部件而采用了床 43,但不限于此,也可以是能改变被检体 100 姿势(体位)地载置被检体 100 的可躺座椅。这种情况下,在体内图像的摄像间隔 T 内以角速度 ω_1 驱动(例如驱动靠背部)可躺座椅来改变被检体 100 的体位,在体内图像的拍摄时间以角速度 ω_2 驱动可躺座椅来改变被检体 100 的体位即可。

[0226] 另外,在本发明的实施方式 1~5 中,由输入部 8 输入帧速率 f 、视场角 θ 、摄像条件的种类数 n 和摄像条件等算出角速度 ω_1 、 ω_2 所需的信息,但不限于此,也可以按照胶囊型内窥镜的式样在速度设定部事先设定。此时,角速度 ω_1 以胶囊型内窥镜中所设定的帧速率 f 的最大值为基准,角速度 ω_2 以胶囊型内窥镜所设定的发光时间 t 的最大值为基准来决定。由此即使在摄像条件变化的情况下,也能实现获取可靠的图像。

[0227] 另外,在本发明的实施方式 1~5 中,根据对输入部 8 的输入,以在速度设定部所设定的角速度 ω_1 、 ω_2 使角度进行定速变化,但不限于此,也可以根据对输入部 8 的输入量来改变角速度。此时,将角速度 ω_1 、 ω_2 作为角速度的最大值而设定于速度设定部。由此,能根据操作者的意思来改变观察方向的变化速度,所以能实现获取可靠的图像,并且提高操作性。

[0228] 另外,在本发明的实施方式 1~5 中,掌控拍摄时机,在摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间以角速度 ω_1 使摄像部的方向变化,在拍摄的期间以角速度 ω_2 使摄像部的方向变化,但不限于此,即使在未掌控拍摄时机的状态下,作为角速度,设定角速度 ω_1 、 ω_2 中小的那个数值,通过以所设定的角速度使摄像部的方向变化,能可靠地获取图像。并且,如上所述,也可以将角速度 ω_1 、 ω_2 中小的那个数值设定为角速度的最大值。

[0229] 另外,在本发明的实施方式 1~5 中,通过规定角速度能可靠地获取至少图像的一部分重复的连续的体内图像群,但不限于此,通过规定角度的变化量而能可靠地获取图像。具体来说,具有移动量设定部来代替上述速度设定部,在移动量设定部设定在摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间的角度的变化量 ϕ 。此时,角度的变化量 ϕ 小于等于视场角 θ 。拍摄体内图像的期间结束后,在摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间只使摄像部的角度变化了变化量 ϕ ($<$ 视场角 θ)。之后,直到拍摄下一个体

内图像的期间结束,维持摄像部的姿势即可。这种情况也能得到与如上所述那样规定了角速度的情况同样的作用效果。

[0230] 在此,在具有该移动量设定部的体内观察系统中,掌控拍摄体内图像的期间(时刻),在摄像间隔 T 内且除了体内图像的拍摄时间之外的期间使摄像部的方向变化,但不限于此,即使是不掌控拍摄时机的状态下,使摄像部的角度只变化了变化量 ϕ 之后,在摄像间隔 T 和拍摄体内图像的时间之和的期间,通过维持摄像部的方向,能可靠地获取重复的连续的体内图像群。

[0231] 另外,也可以控制成将摄像部的方向维持了恒定时间之后,使摄像部的角度变化如下的量:小于该恒定时间、帧速率 f 和视场角 θ 这 3 者之积的数值且小于视场角 θ 的角度。这种情况下,摄像部的方向的平均角速度始终为小于等于角速度 ω_1 ,因此能获取重复的连续的体内图像群。

[0232] 另外,在本发明的实施方式 1 中,将角速度 ω_2 设定为角速度值小于用视场角 θ 除以摄像部 23 的受光面或显示部 9 的画面的一边的像素数 m 与发光时间 t 的乘积值所得到的商值,但不限于此,也可以将角速度 ω_2 设定为角速度值小于在摄像部 23 的受光面或显示部 9 的画面的各像素内所拍摄或所显示的角度最小值除以发光时间 t 所得到的商值。这种情况下,即使在摄像部 23 或显示部 9 的各像素所拍摄或所显示的角度不同的情况下,能够在所有的像素中减轻图像模糊,结果,能更加清晰地拍摄体内图像。

[0233] 工业上的可利用性

[0234] 如上所述,本发明的体内观察系统和体内观察方法用于通过观察被检体的体内图像群来观察被检体的内脏器官内部,特别是适于能可靠地获取在体内图像间中至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群的体内观察系统和体内观察方法。

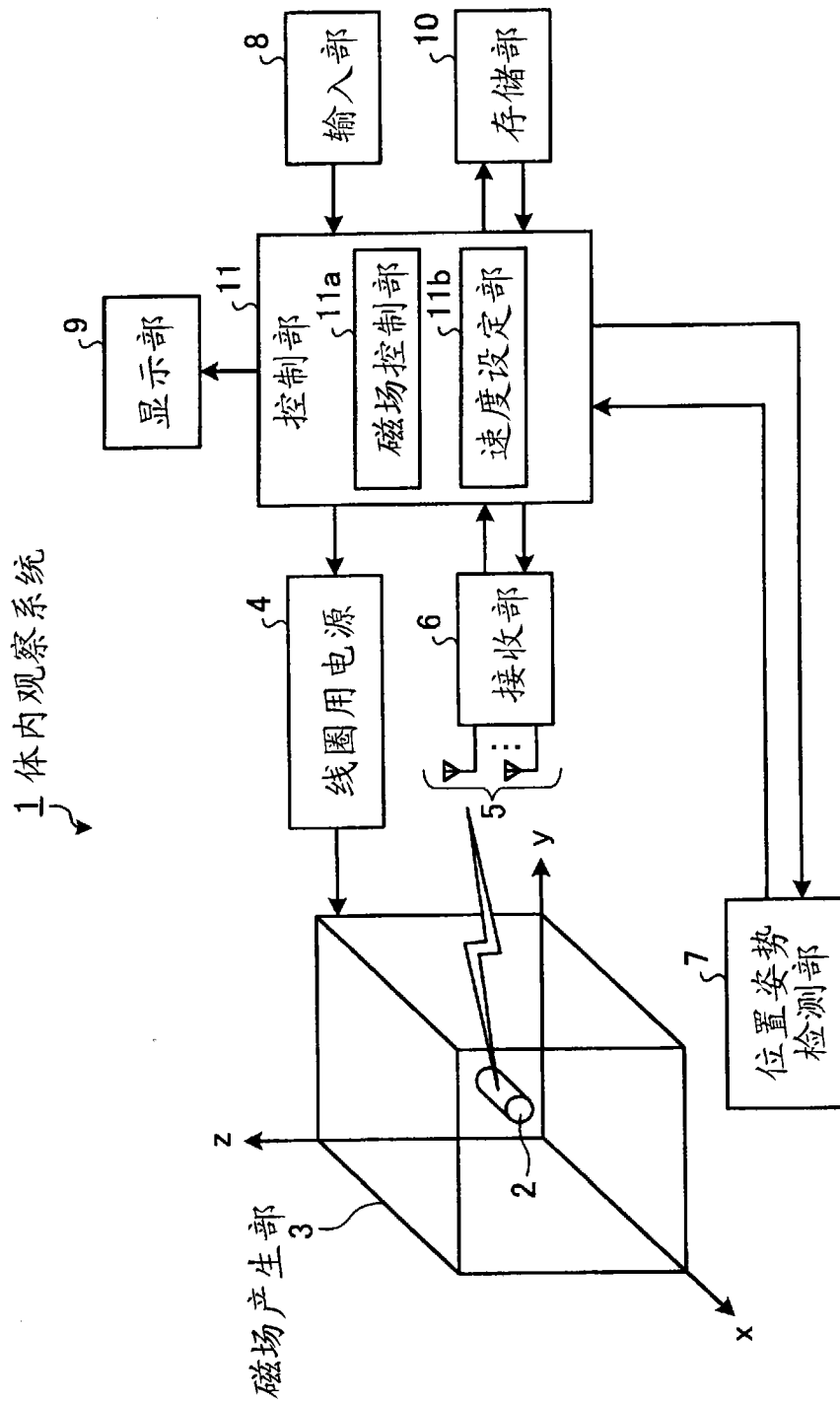


图 1

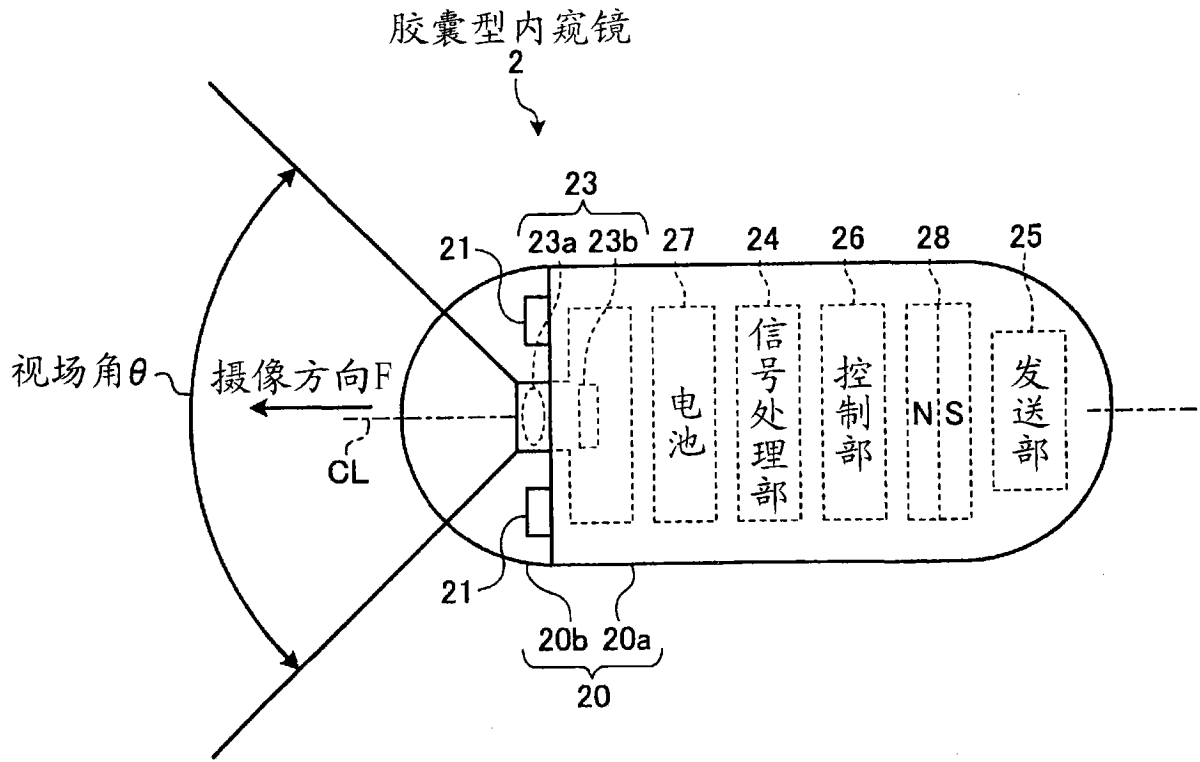


图 2

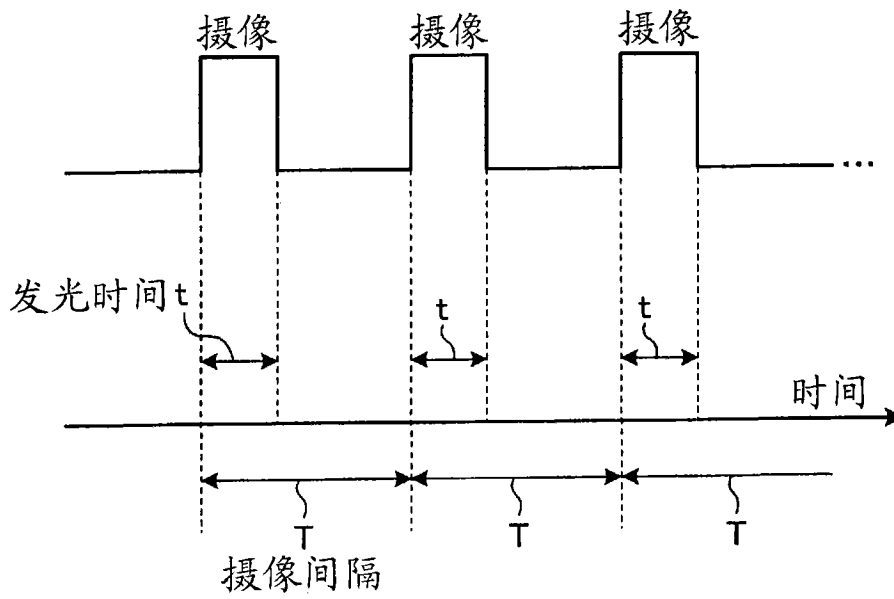


图 3

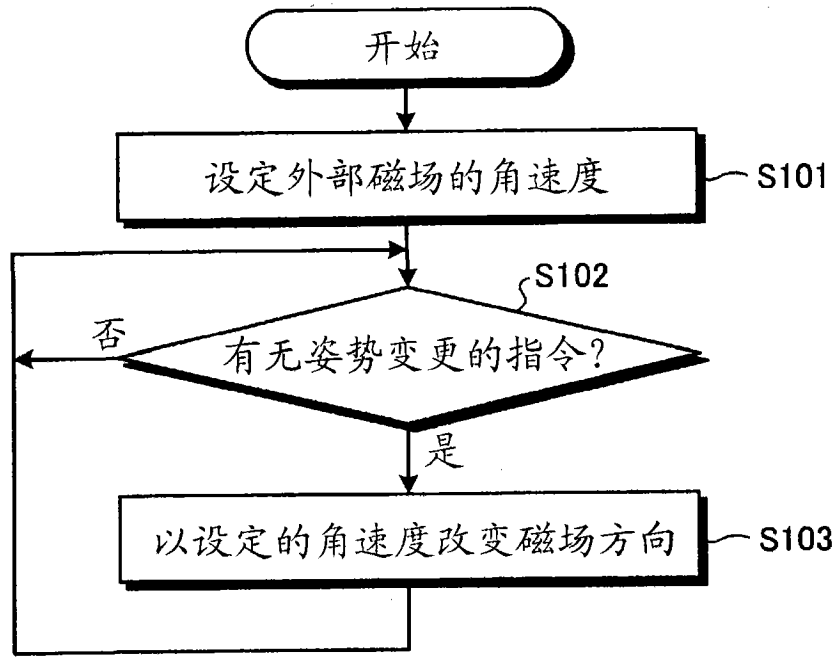


图 4

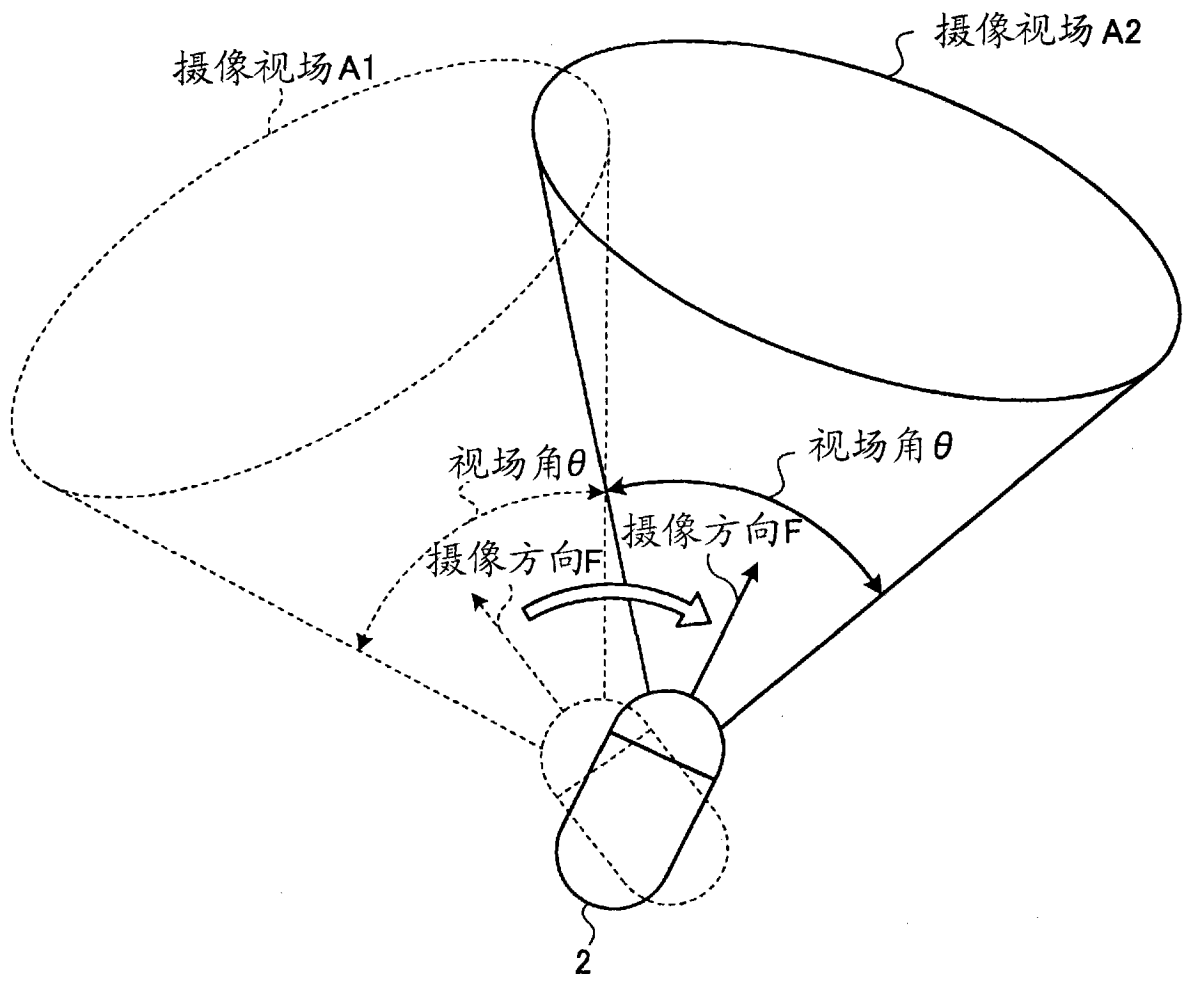


图 5

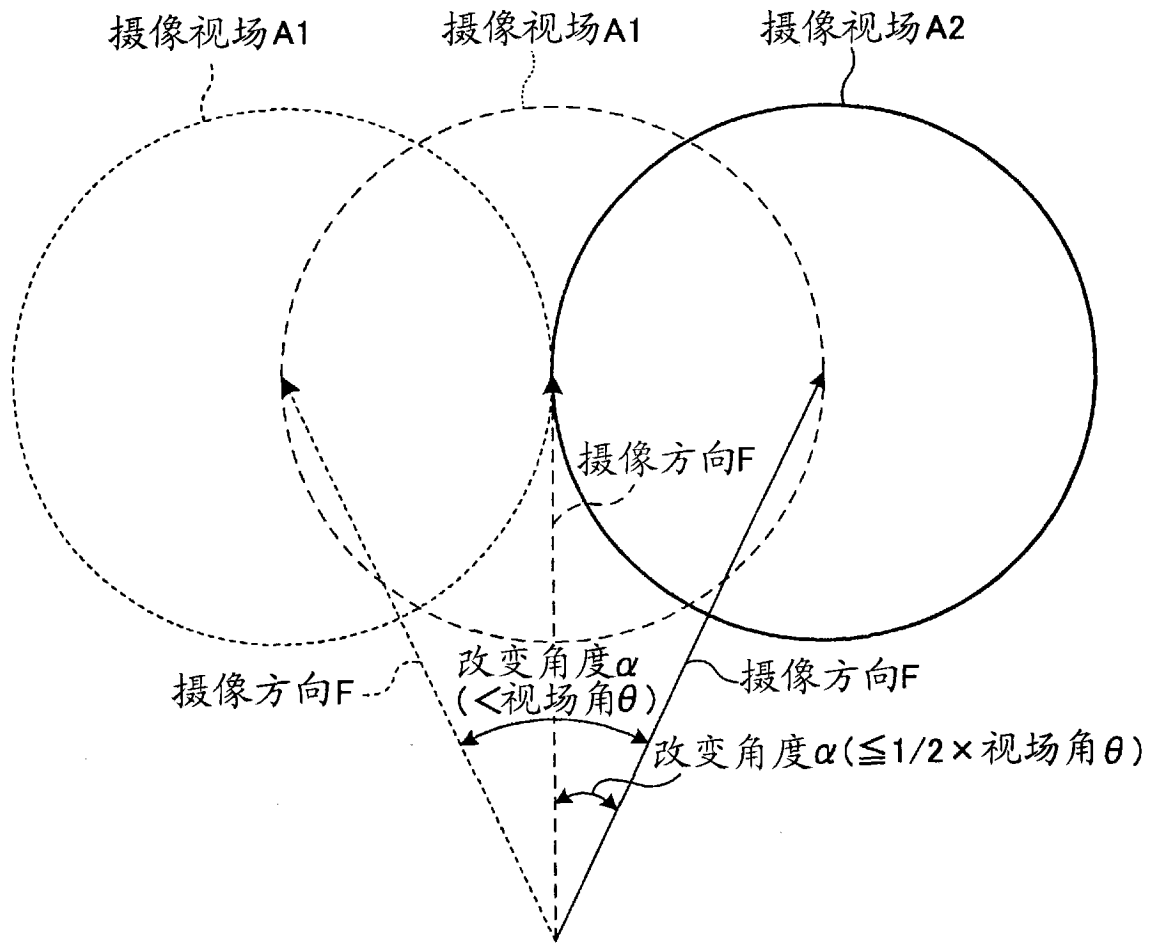


图6

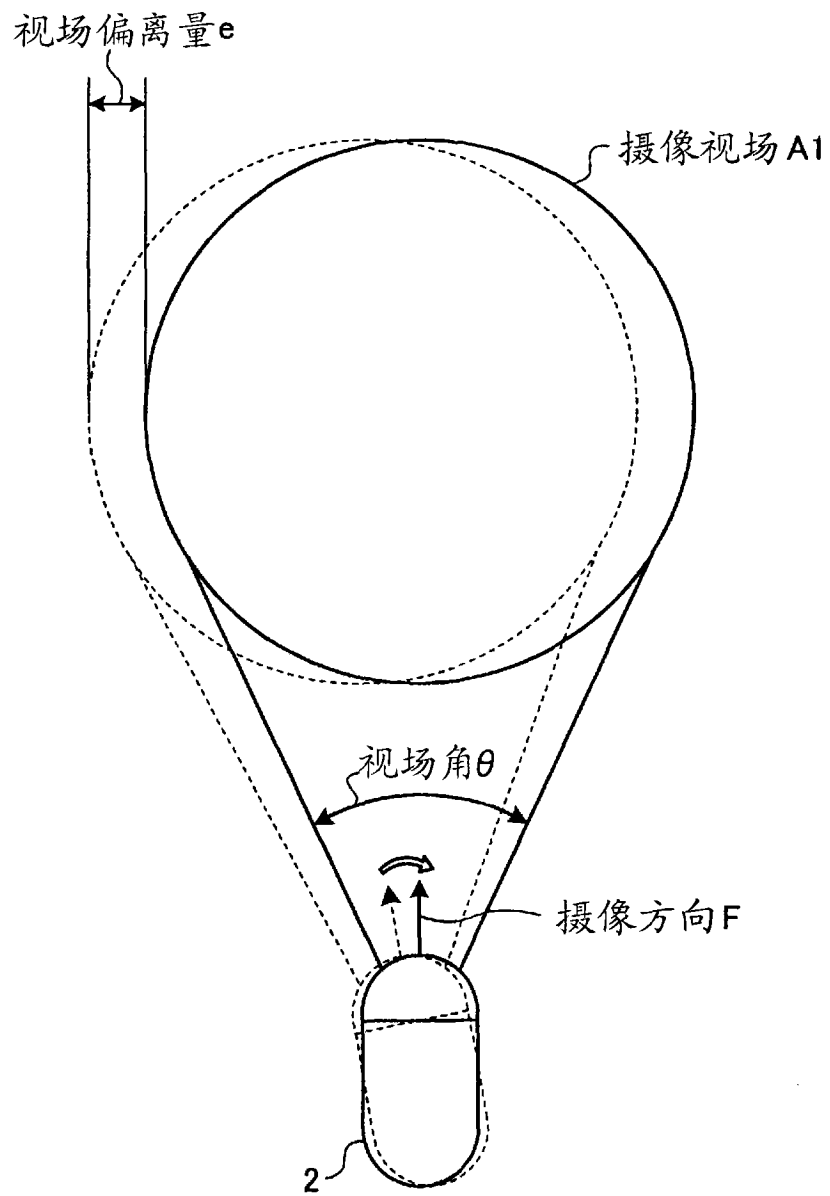


图 7

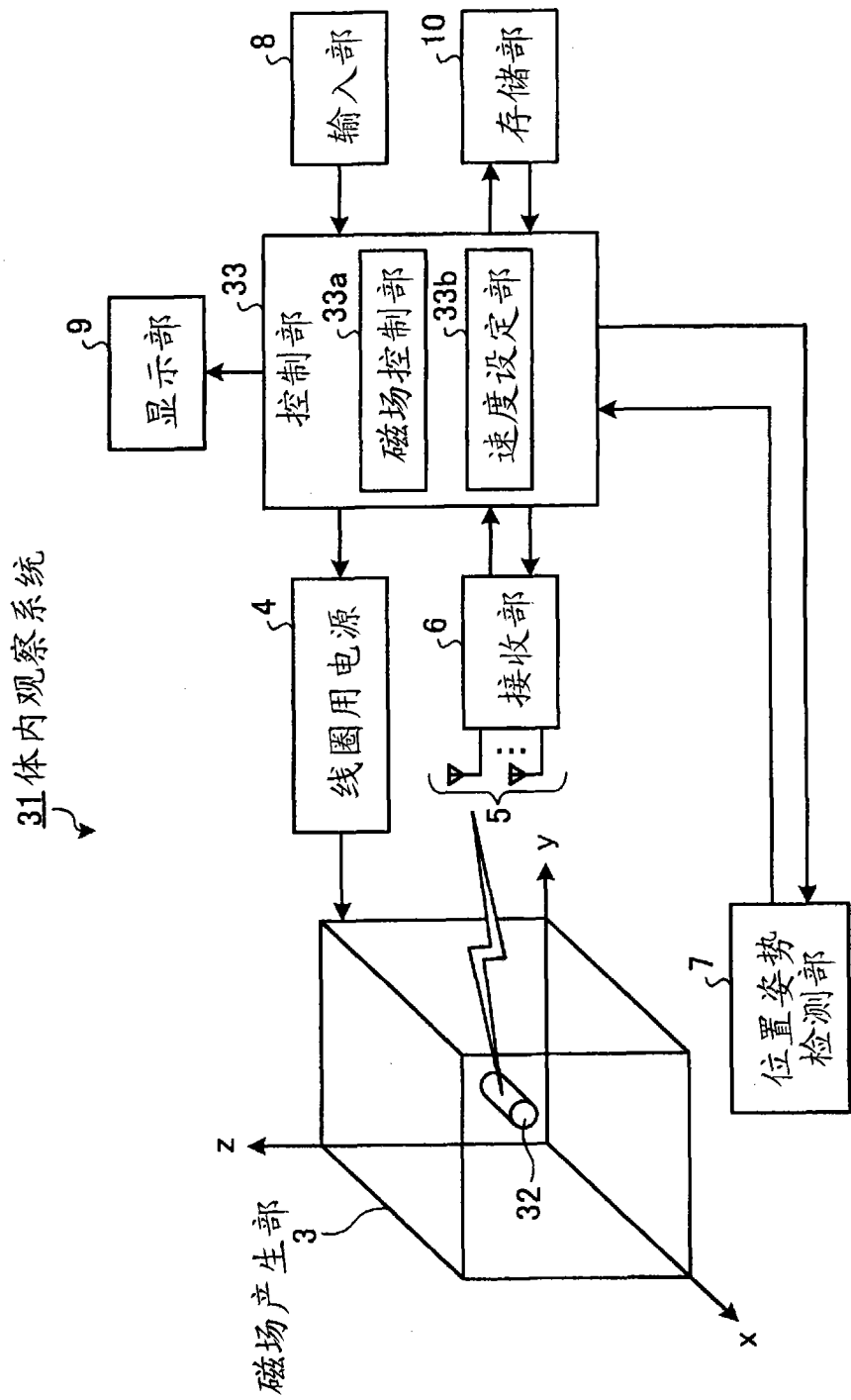


图 8

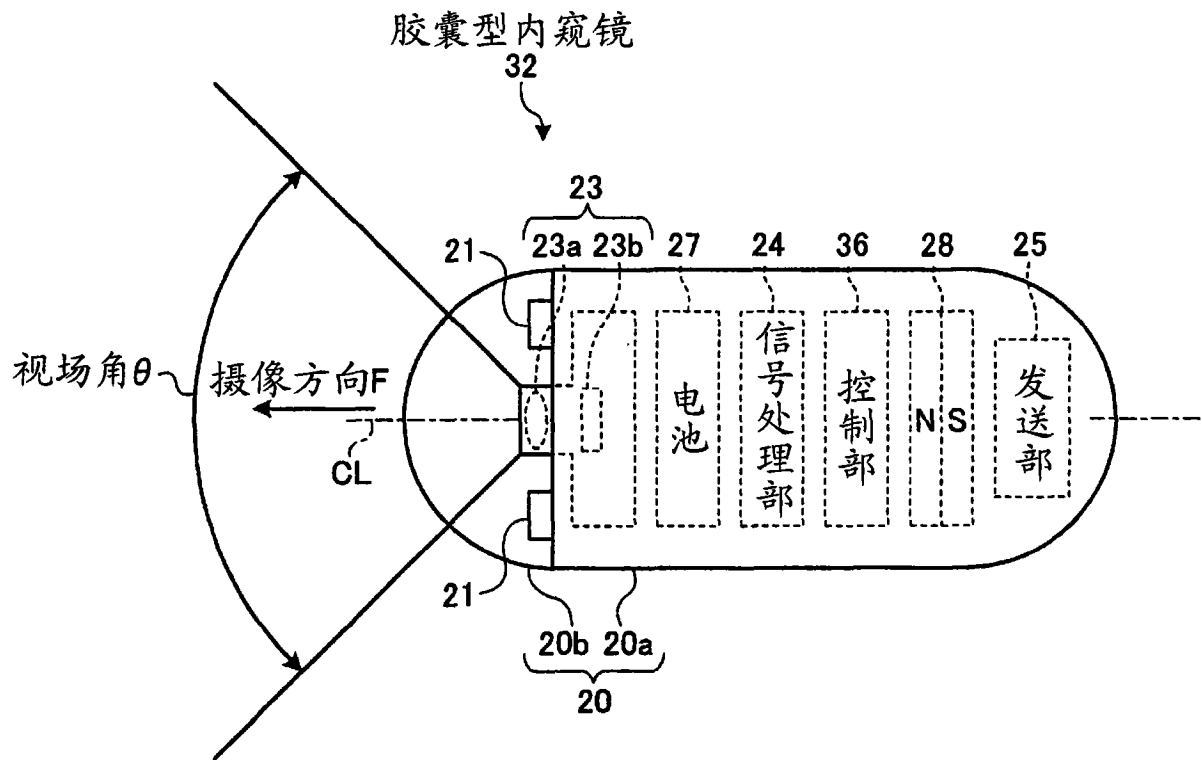


图 9

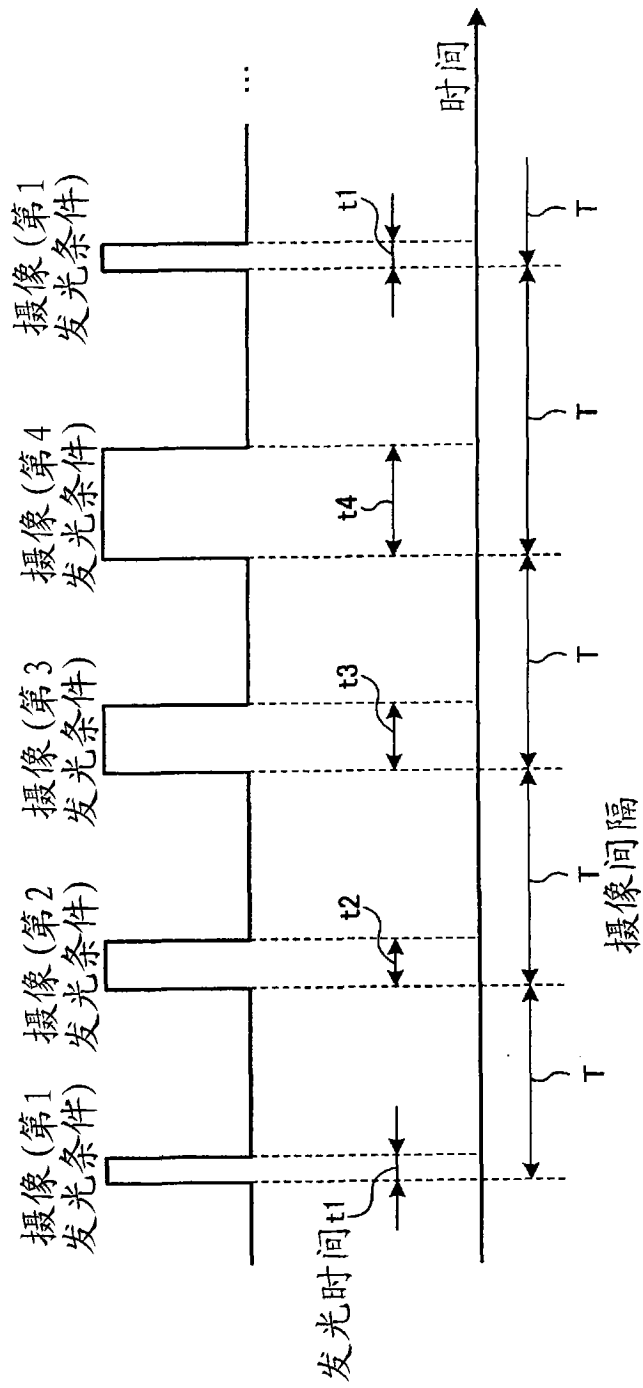


图 10

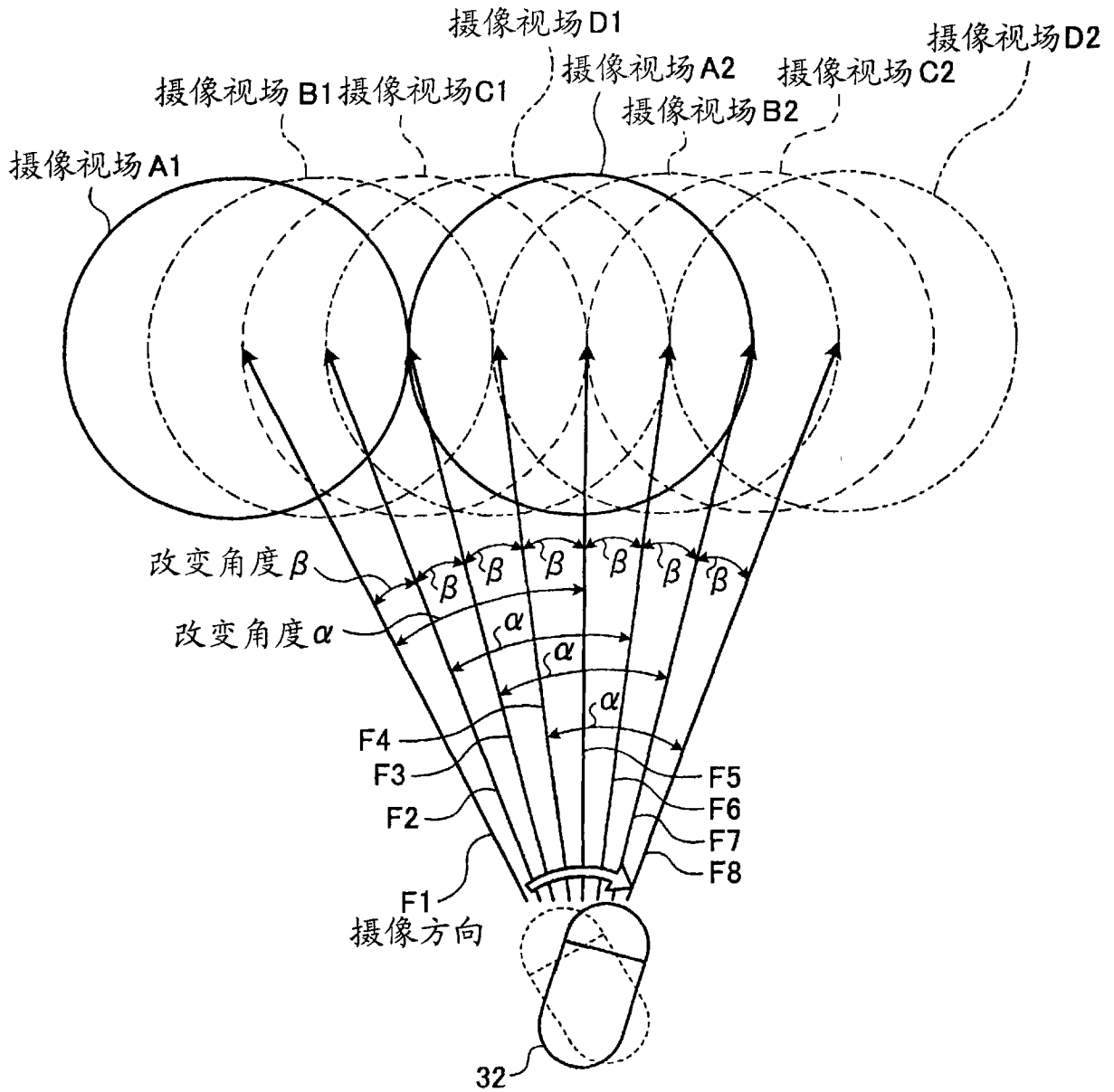


图 11

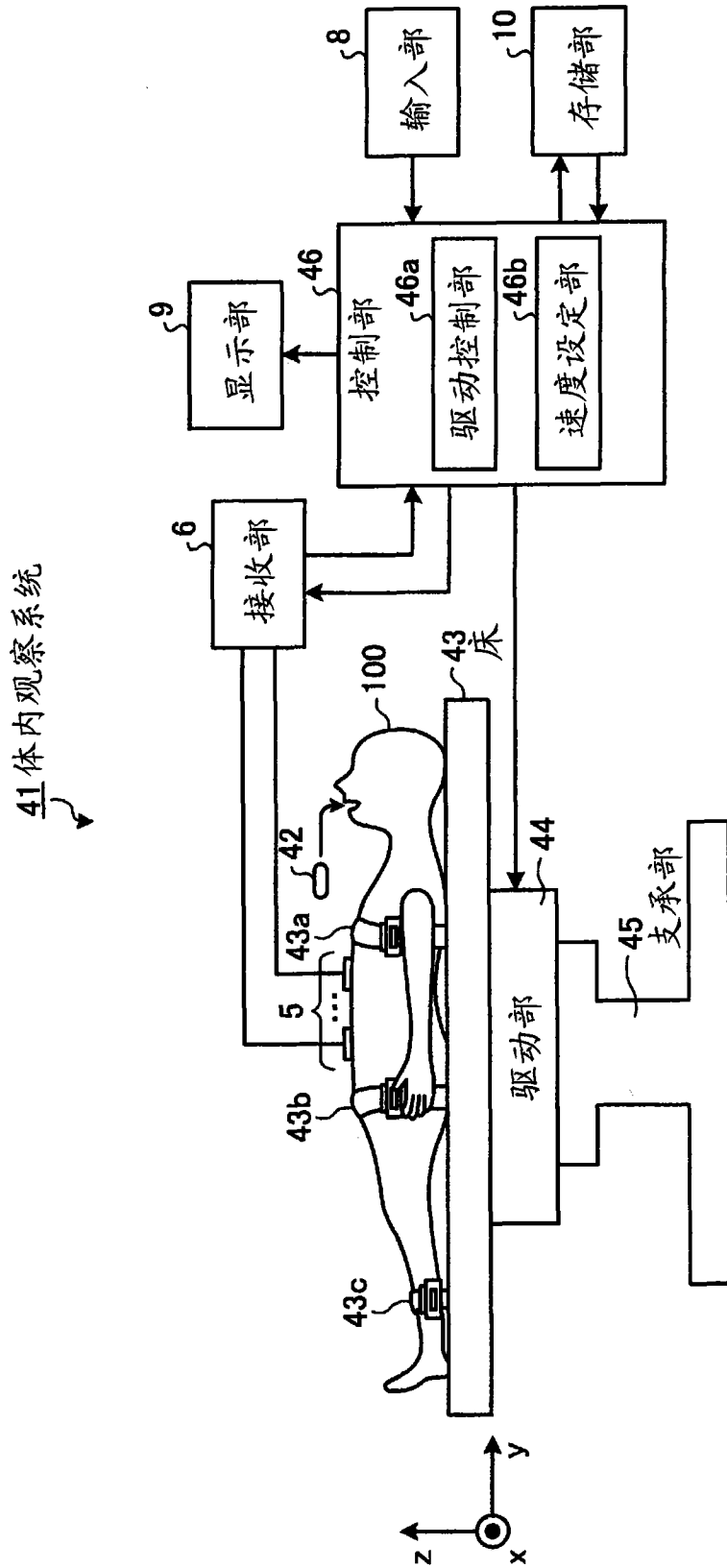


图 12

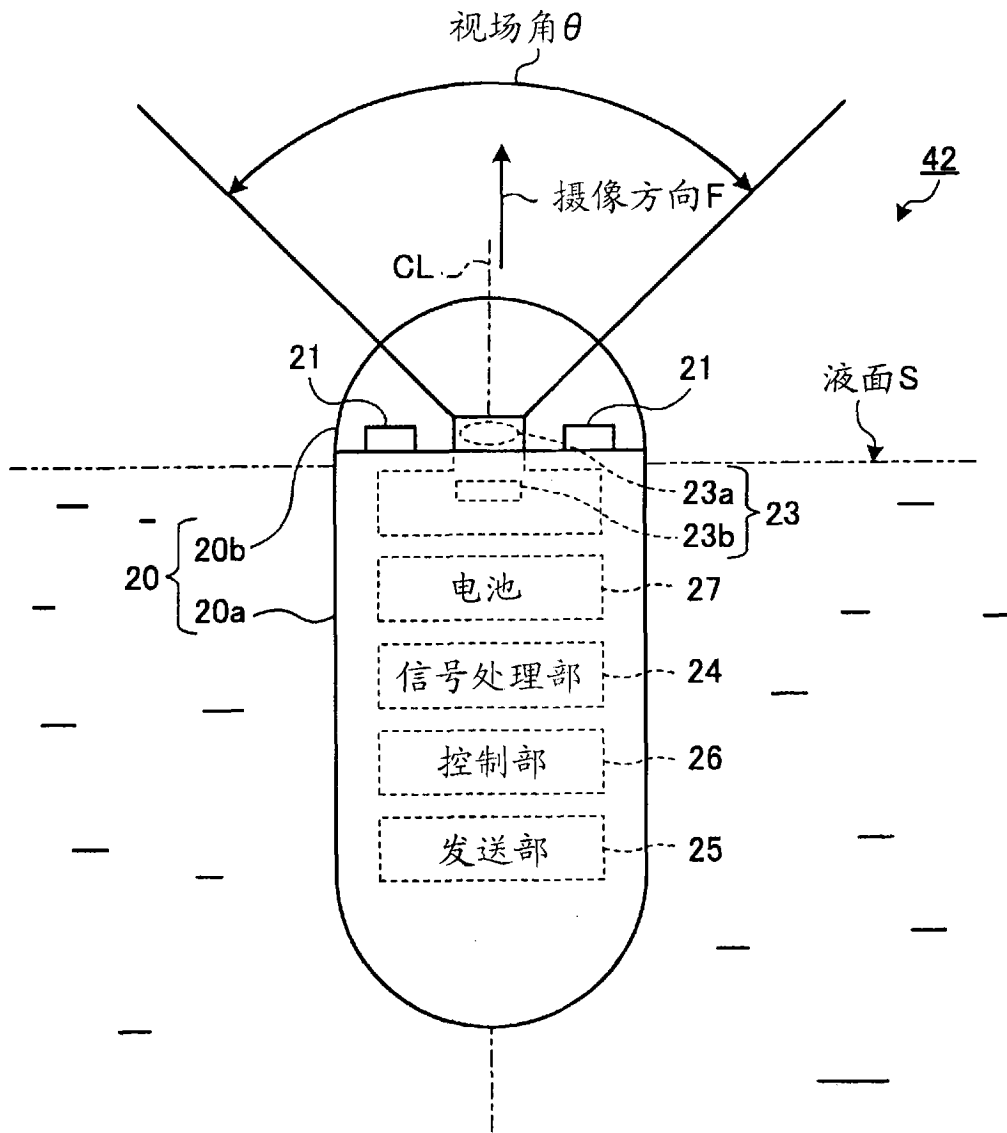


图 13

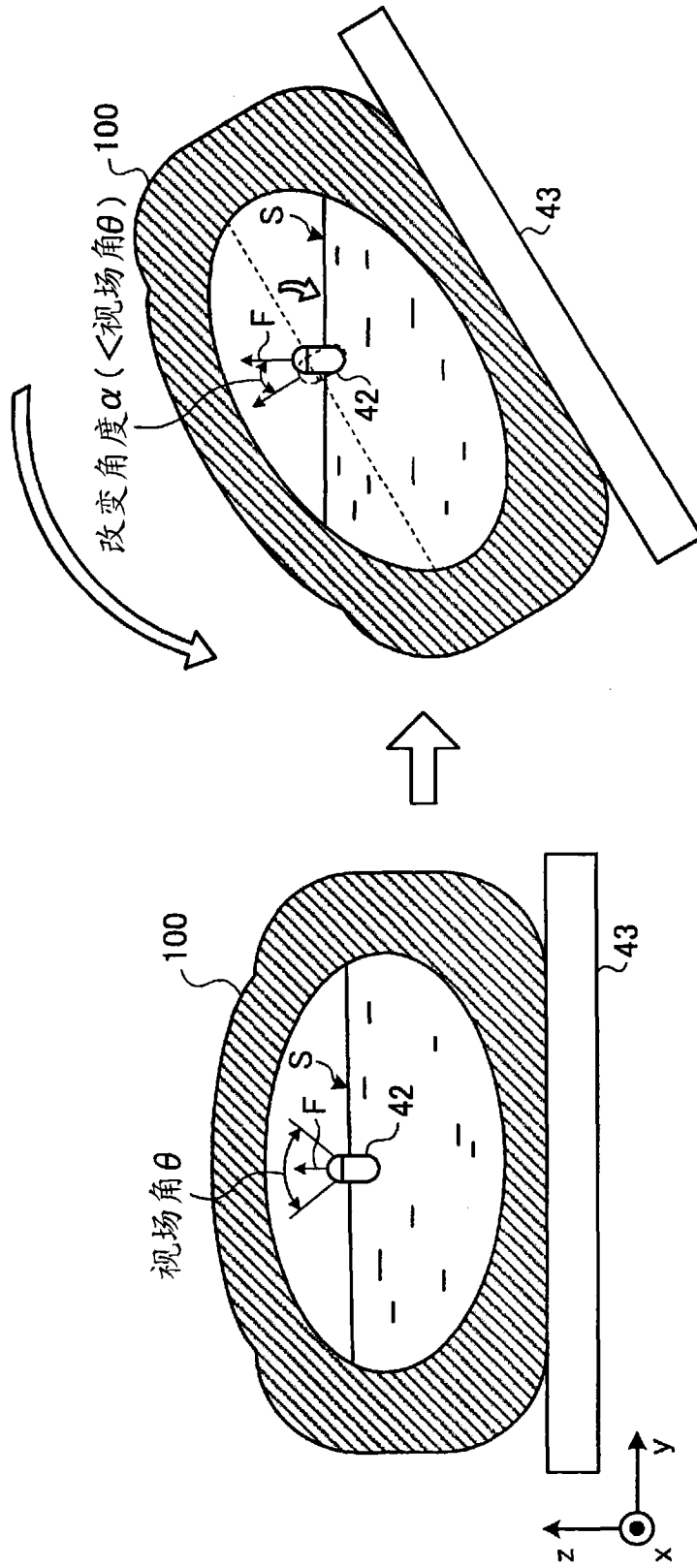


图 14

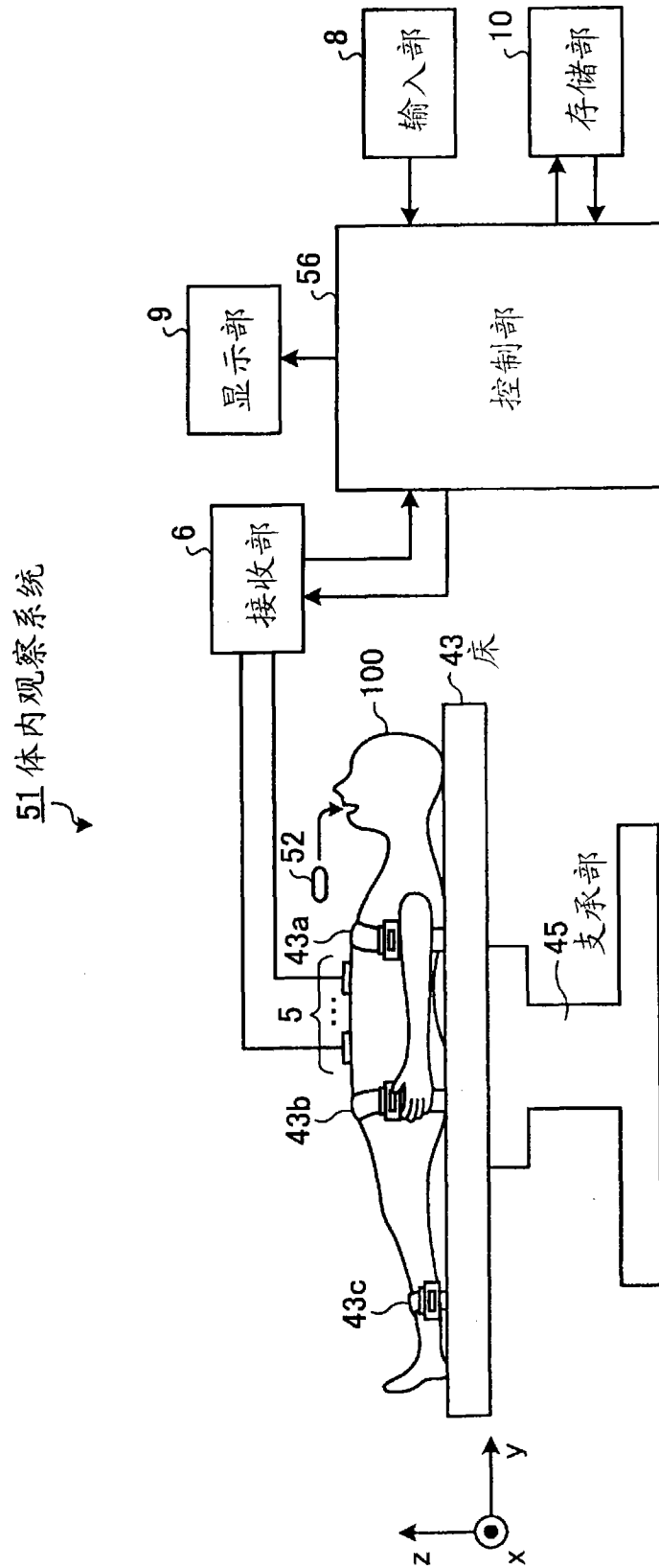


图 15

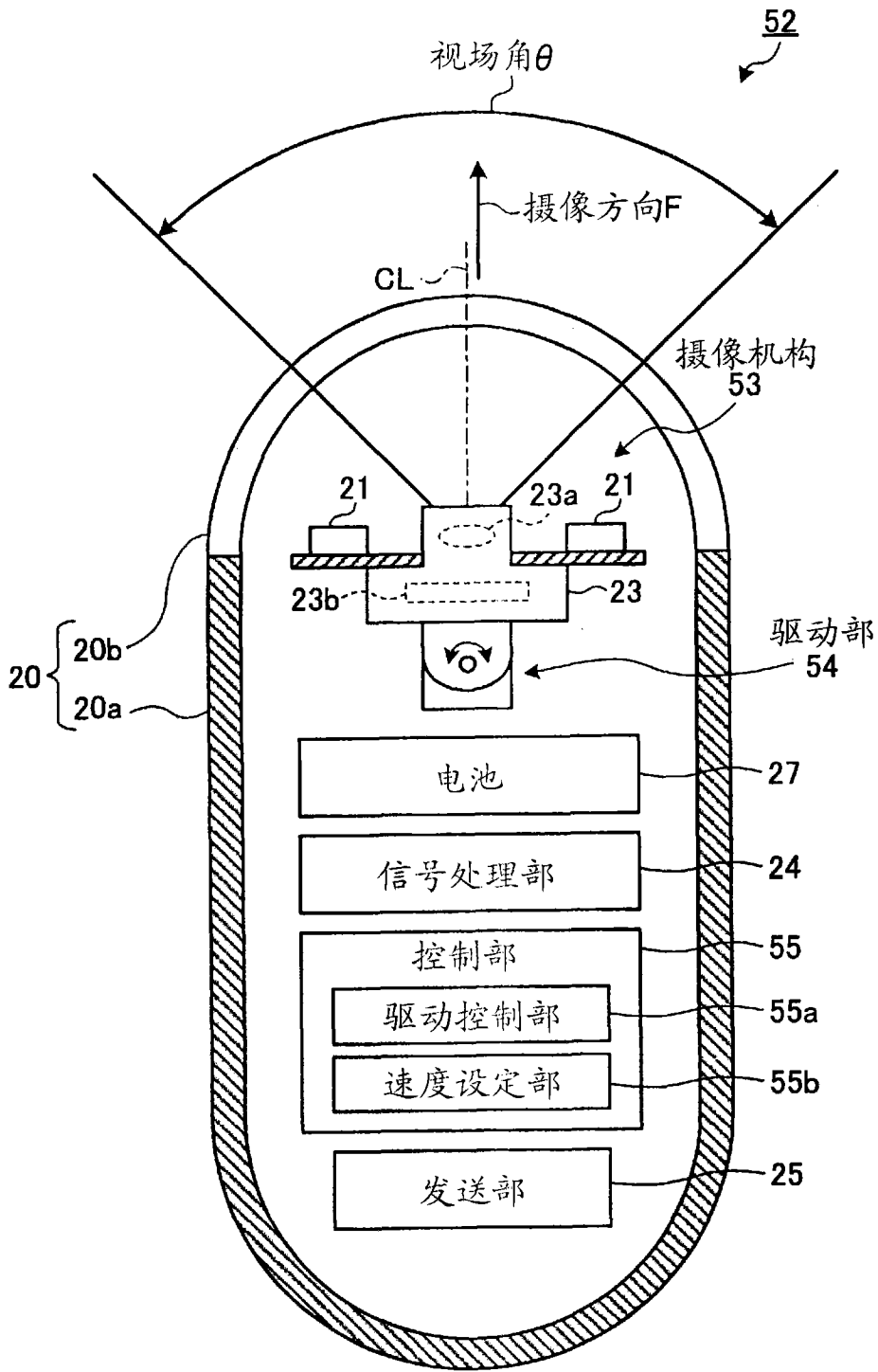


图 16

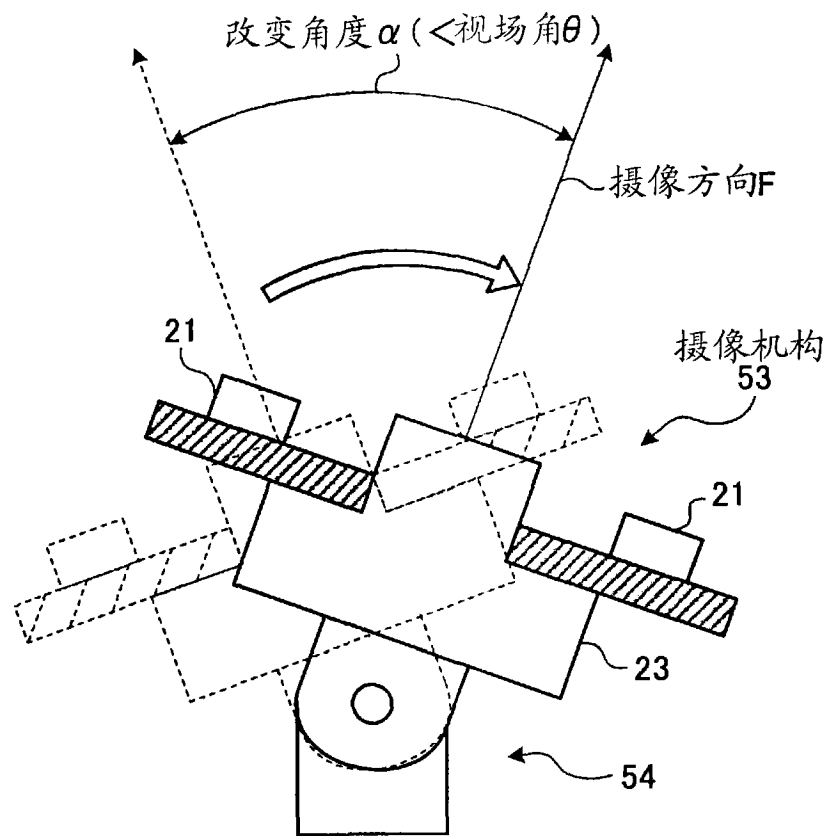


图 17

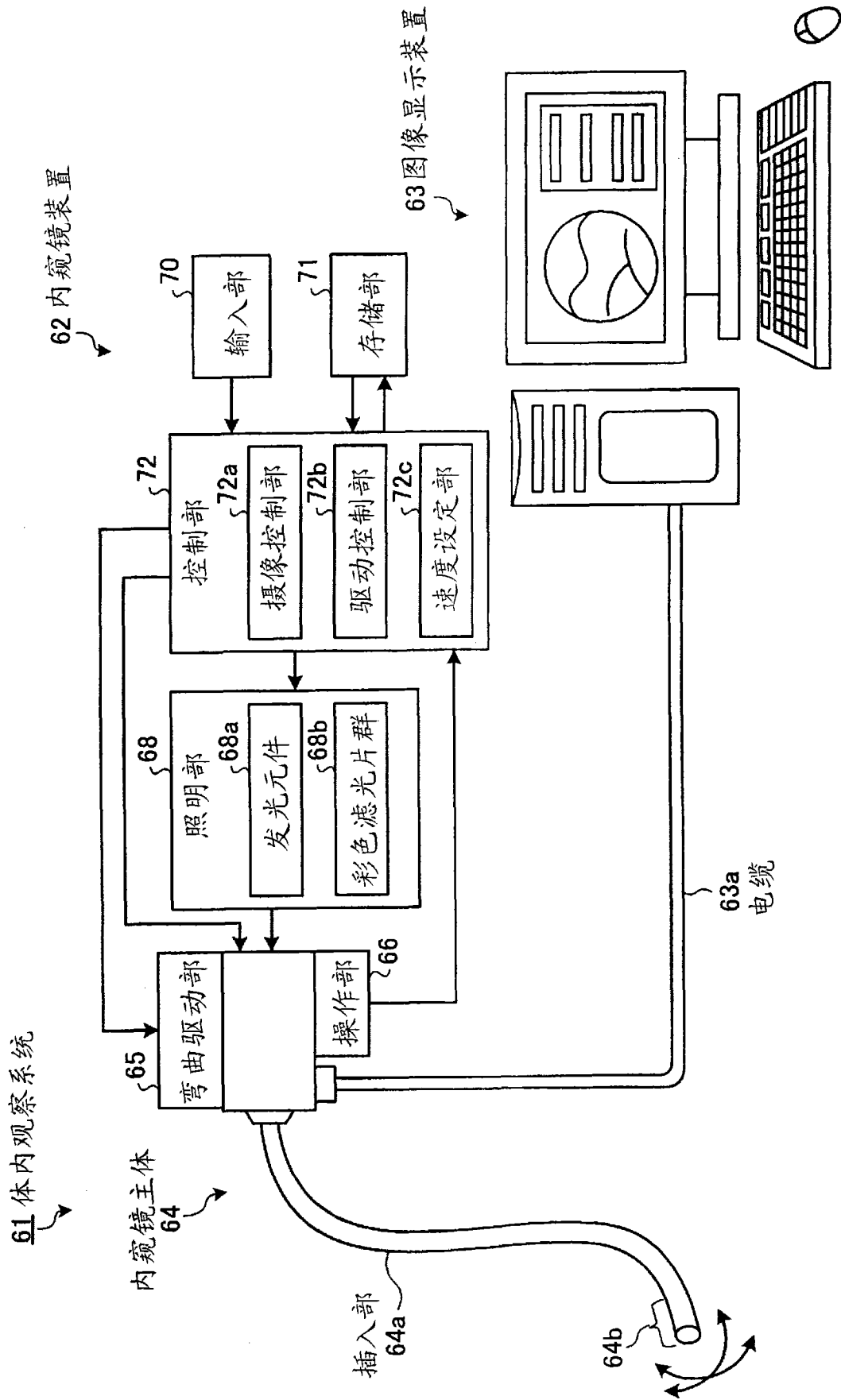


图 18

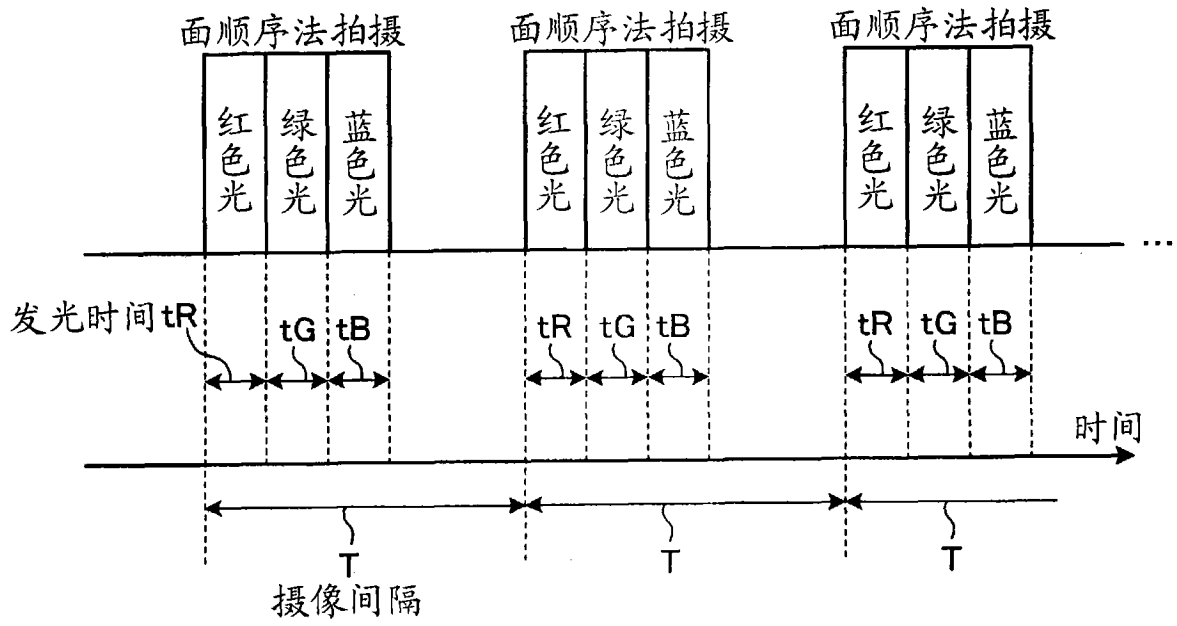


图 20

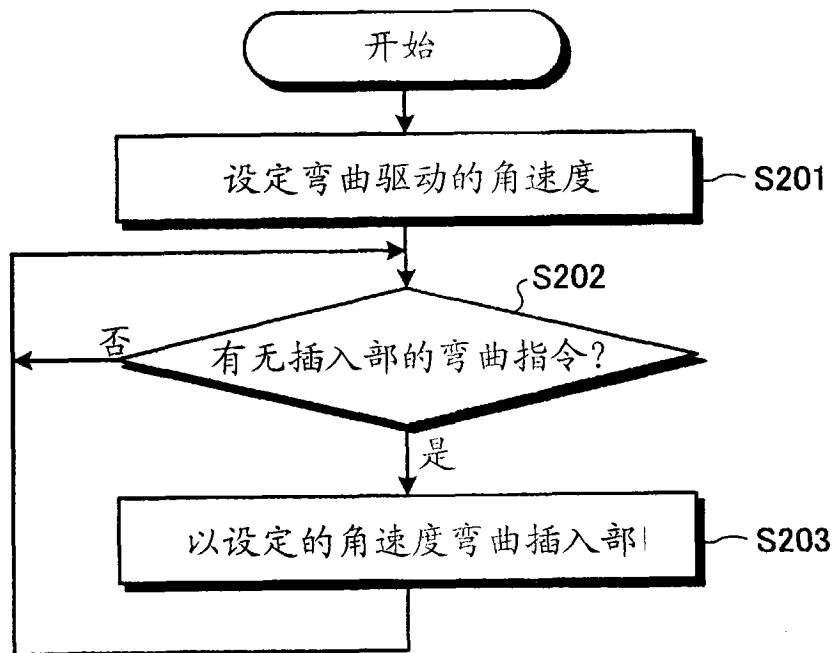


图 21

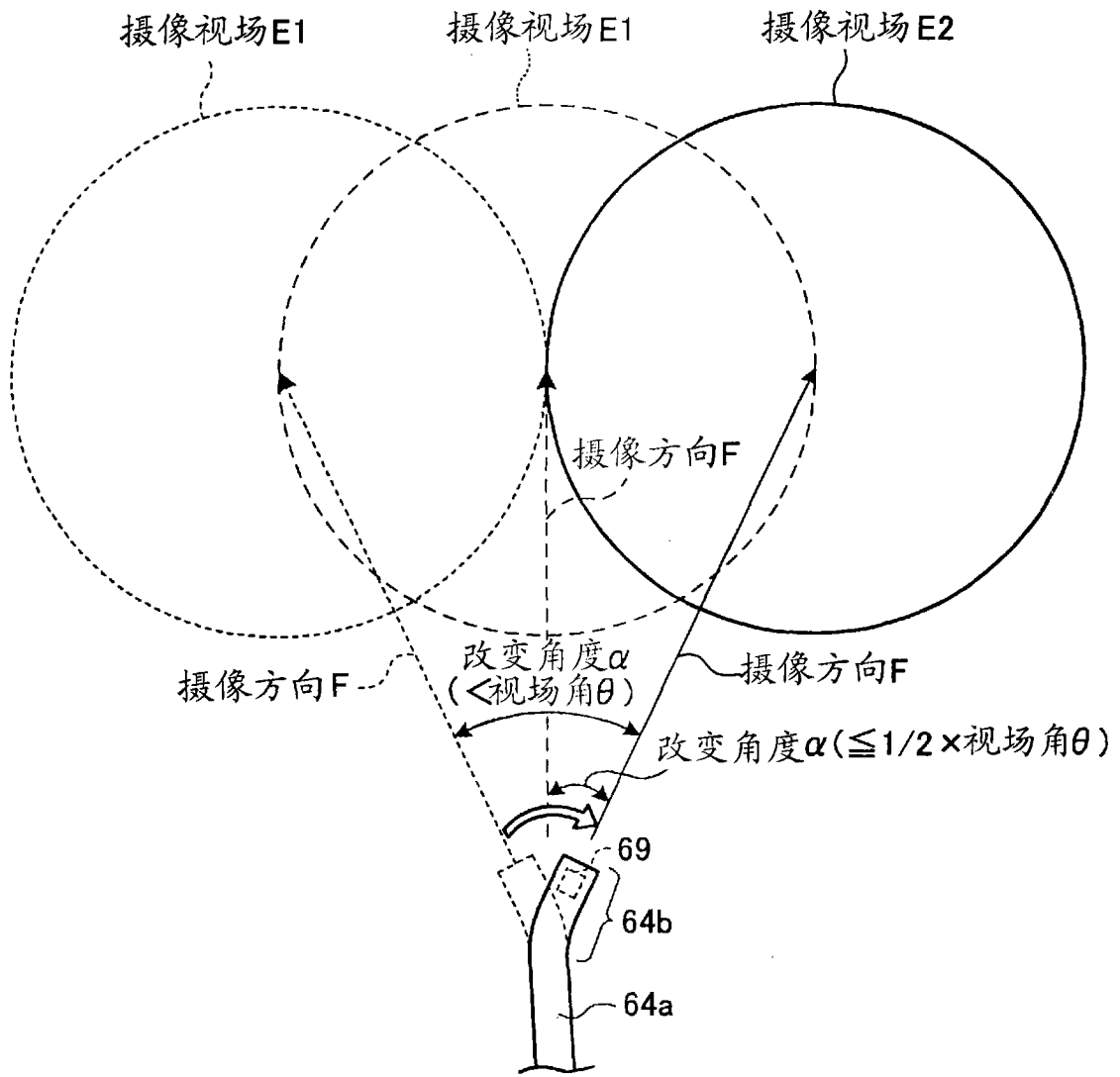


图 22

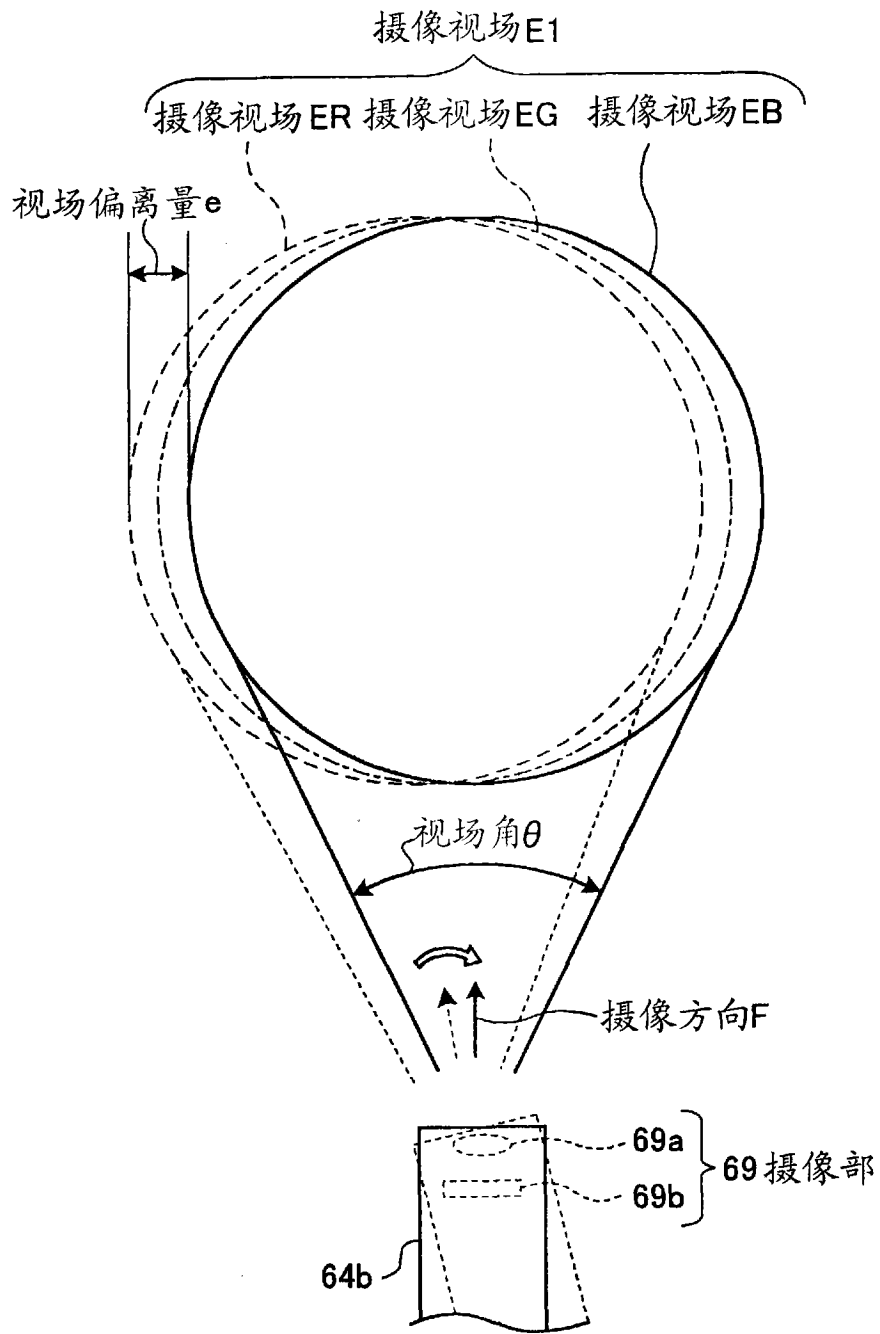


图 23

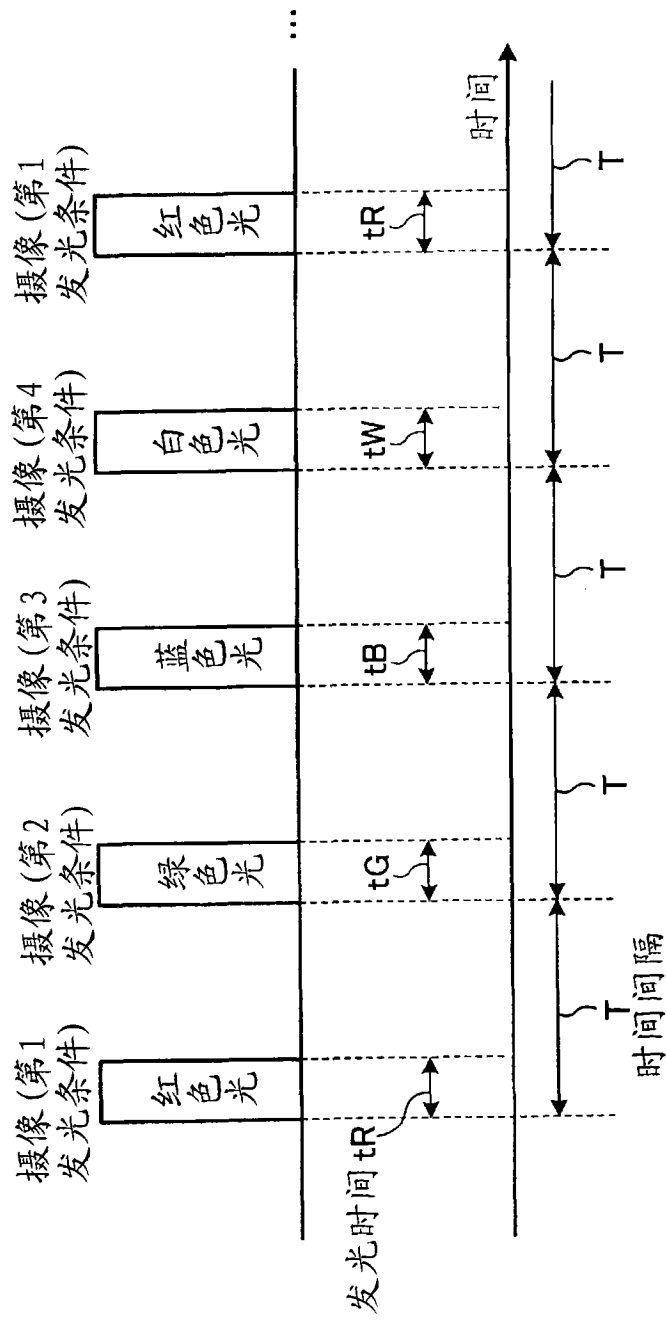


图 24

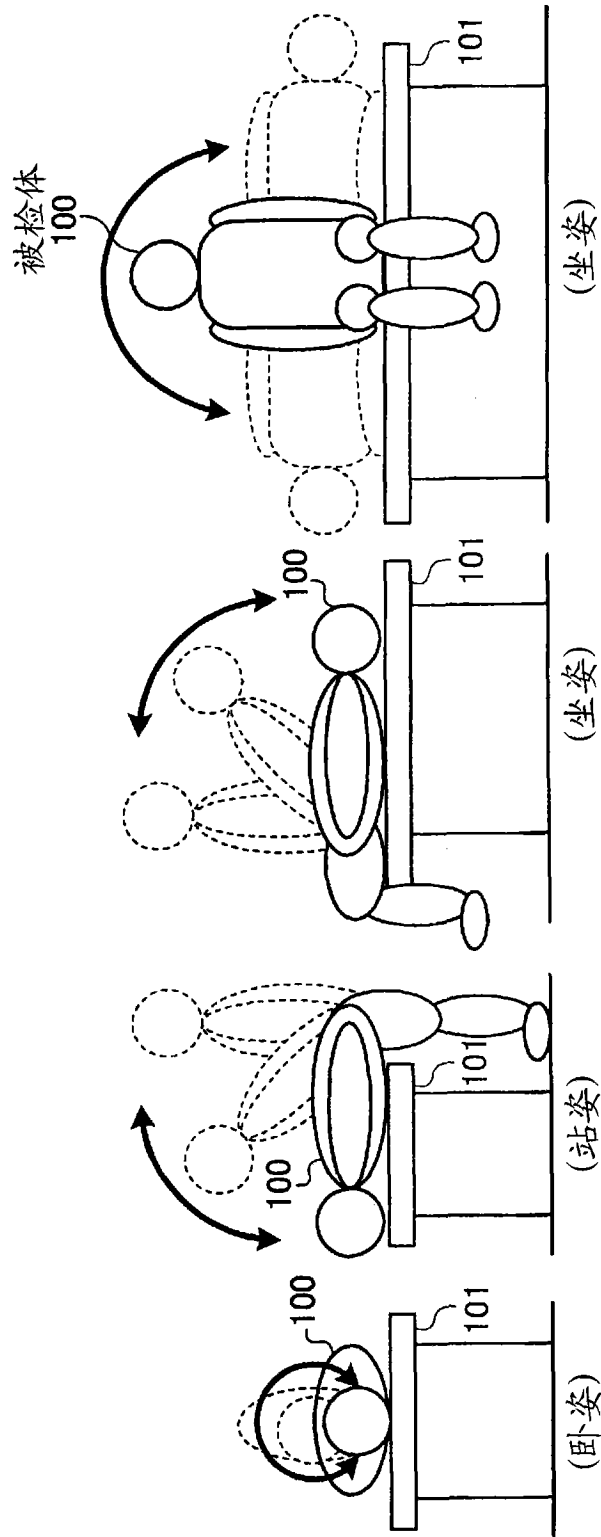


图 25

专利名称(译)	体内观察系统		
公开(公告)号	CN101778592B	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	CN200880103263.8	申请日	2008-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	河野宏尚		
发明人	河野宏尚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/00183 A61B1/051 A61B1/041 A61B1/045 A61B2019/2253 A61B34/73		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2007211124 2007-08-13 JP		
其他公开文献	CN101778592A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种体内观察系统和体内观察方法。本发明以能可靠地拍摄在体内图像间至少一部分的图像部分重复的连续的体内图像群为目的。本发明的体内观察系统(1)包括：被导入到在被检体的体内的胶囊型内窥镜(2)；相对于被检体内部的胶囊型内窥镜2产生外部磁场的磁场产生部(3)；以及控制磁场产生部(3)的控制部(11)。胶囊型内窥镜(2)包括：利用照明光对被检体的体内进行照明的照明部；依次拍摄被该照明部照明的被检体的体内图像的摄像部。控制部(11)以角速度值小于该摄像部的帧速率和视场角的乘积值的角速度使磁场产生部(3)改变外部磁场的磁场方向，追随该磁场方向来使磁场产生部(3)以该角速度改变胶囊型内窥镜(2)的摄像方向。

