



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02824402.8

[43] 公开日 2005 年 3 月 23 日

[11] 公开号 CN 1599628A

[22] 申请日 2002.12.5 [21] 申请号 02824402.8

[30] 优先权

[32] 2001.12.7 [33] JP [31] 374703/2001

[86] 国际申请 PCT/JP2002/012757 2002.12.5

[87] 国际公布 WO2003/047638 日 2003.6.12

[85] 进入国家阶段日期 2004.6.7

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 石引康太

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

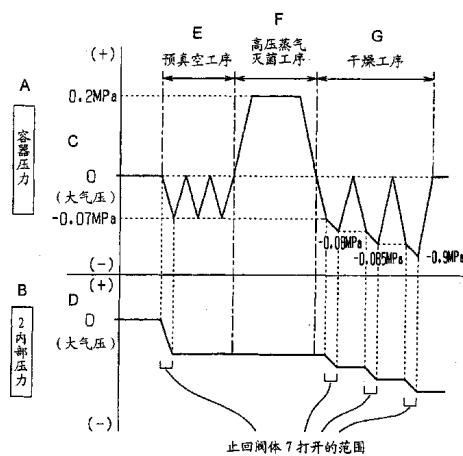
代理人 李 辉

权利要求书 5 页 说明书 21 页 附图 12 页

[54] 发明名称 医疗器具用高压蒸气灭菌系统、灭菌装置及灭菌方法

[57] 摘要

一种医疗器具用高压蒸气灭菌系统、灭菌装置及灭菌方法。高压蒸气灭菌装置(41)具有：收容医疗器具例如内窥镜的收容室(42)；蒸气供给装置(43)；真空泵(44)和控制部(45)。蒸气供给装置向收容室内供给蒸气，真空泵将收容室的内部减压，控制部控制蒸气供给装置和真空泵。高压蒸气灭菌装置执行包括将收容室的内部减压的工序的第1减压工序，在第1减压工序之后将所述收容室内部加压的高压蒸气灭菌工序，包括在高压蒸气灭菌工序之后将所述收容室内部减压的工序的第2减压工序，从而对收容在收容室内的医疗器具进行高压灭菌，即使在进行高压蒸气灭菌时，也能防止因潮气造成的医疗器具的内部部件的劣化。



1. 一种医疗器具用高压蒸气灭菌系统，包括用于对所述医疗器具进行灭菌的高压蒸气灭菌装置，所述医疗器具设有：连通医疗器具的内部和外部的连通口；具有仅在与该连通口连通的所述医疗器具的内部压力比外部压力高出一定程度时打开的止回阀的压力调整装置，其特征在于，
5 所述高压蒸气灭菌装置构成为执行：包括将该高压蒸气灭菌装置的收容室内部减压的工序的第1减压工序，
在该第1减压工序之后，将所述收容室内加压的高压蒸气灭菌工序，
10 包括在该高压蒸气灭菌工序之后，将所述收容室内减压的工序的第2减压工序，
将所述第2减压工序中包括的至少一个减压工序的压力设定为比所述第1减压工序的最低压力低的压力。
2. 根据权利要求1所述的医疗器具用高压蒸气灭菌系统，其特征在于，
15 所述第2减压工序包括多个减压和加压工序，其中至少一个减压工序的压力被设定为比在该减压工序前进行的其他减压工序的压力低的压力。
3. 根据权利要求1所述的医疗器具用高压蒸气灭菌系统，其特征在于，所述医疗器具具备用隔开该医疗器具的内部和外部的由具有柔軟性的
20 材料形成的护套部件。
4. 根据权利要求3所述的医疗器具用高压蒸气灭菌系统，其特征在于，所述医疗器具是内窥镜，该内窥镜具有：设在被插入被检测体内的插入部前端侧的可弯曲的弯曲部和由具有柔軟性的材料形成的包覆该弯曲部的护套部件。
- 25 5. 根据权利要求1所述的医疗器具用高压蒸气灭菌系统，其特征在于，所述医疗器具形成为使所述连通口在所述第2减压工序结束后可以强制连通。
6. 一种医疗器具的高压蒸气灭菌方法，具有：包括对收容医疗器具的高压蒸气灭菌装置的收容室内部进行减压的工序的第1减压工序；

在该第 1 减压工序之后，将所述收容室内加压的高压蒸气灭菌工序；
包括在该高压蒸气灭菌工序之后，将所述收容室内减压的工序的第
2 减压工序，其特征在于，

5 将所述高压蒸气灭菌装置的所述第 2 减压工序中包括的至少一个减
压工序的压力设定为比所述第 1 减压工序的最低压力低的压力。

7. 根据权利要求 6 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征在
于，所述医疗器具包括：连通医疗器具的内部和外部的连通口和，具有
仅在与该连通口连通的所述医疗器具的内部压力比外部压力高出一定程
度时打开的止回阀的压力调整装置，所述方法还包括：在所述第 1 和第 2
10 减压工序时强制使所述连通口连通到所述医疗器具的外部的工序。

8. 根据权利要求 7 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征在
于，所述医疗器具具备隔开该医疗器具的内部和外部的由具有柔軟性的
材料形成的护套部件。

9. 根据权利要求 8 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征在
15 于，所述医疗器具是内窥镜，该内窥镜具有：设在被插入被检测体内的
插入部前端侧的可弯曲的弯曲部，和由具有柔軟性的材料形成的包覆该
弯曲部的护套部件。

10. 根据权利要求 7 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征在
于，所述医疗器具形成为在所述第 2 减压工序结束后能够强制使所述
20 连通口连通到所述医疗器具的外部。

11. 根据权利要求 6 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征在
于，所述第 2 减压工序包括多个减压和加压工序，其中至少一个减压
工序的压力被设定为比在该减压工序前进行的其他减压工序的压力低的
压力。

25 12. 一种医疗器具用高压蒸气灭菌装置，用于对所述医疗器具进行
灭菌，设有：将作为被灭菌对象的医疗器具收容在内部并构成为可以密
闭的收容室；对该收容室的内部压力进行减压的真空泵；向所述收容室
的内部供给蒸气的蒸气供给装置；控制所述真空泵和所述蒸气供给装置
的动作的控制部，其特征在于，

所述控制部执行：

通过使所述真空泵动作，对所述收容室内部进行减压的预真工序；

在停止所述真空泵的动作、结束所述预真工序后，通过使所述蒸气供给装置动作，向所述收容室内部供给蒸气，将所述收容室内部加压

5 高压蒸气灭菌工序；

在停止所述蒸气供给装置的动作、结束所述高压蒸气灭菌工序后，

通过使所述真空泵动作，将所述收容室内部减压，使收容在所述收容室内部的所述医疗器具干燥的干燥工序，

并且，所述控制部控制所述真空泵的动作，以使所述干燥工序的最

10 低压力低于所述预真工序的最低压力。

13. 根据权利要求 12 所述的医疗器具用高压蒸气灭菌装置，其特征在于，

所述医疗器具包括：连通医疗器具的内部和外部的连通口；和具有仅在与该连通口连通的所述医疗器具的内部压力比外部压力高出一定程度时打开的止回阀的压力调整装置，

所述干燥工序包括多次的减压工序，在各次的减压工序中分别具有强制使所述医疗器具的所述连通口与所述医疗器具的外部连通的工序。

14. 根据权利要求 13 所述的医疗器具用高压蒸气灭菌装置，其特征在于，所述医疗器具具备隔开该医疗器具的内部和外部的由具有柔軟性的材料形成的护套部件。

15. 根据权利要求 14 所述的医疗器具用高压蒸气灭菌装置，其特征在于，所述医疗器具是内窥镜，该内窥镜具有：设在被插入被检测体内的插入部前端侧的可弯曲的弯曲部，和由具有柔軟性的材料形成的包覆该弯曲部的护套部件。

25 16. 根据权利要求 12 所述的医疗器具用高压蒸气灭菌装置，其特征在于，所述控制部在所述干燥工序使执行多次减压和加压工序，并且控制所述真空泵的动作，以使其中的至少一次减压工序的最低压力低于在该减压工序以前进行的其他减压工序的最低压力。

17. 根据权利要求 12 所述的医疗器具用高压蒸气灭菌装置，其特征

在于，所述医疗器具形成为强制使所述连通口在所述干燥工序结束后可以与所述医疗器具的外部连通。

18. 一种医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征在于，具有：

利用真空泵将收容了作为被灭菌对象的医疗器具的收容室的内部压
5 力减压的预真工序；

在所述预真工序结束后，通过使向所述收容室内部供给蒸气的蒸
气供给装置动作，向所述收容室内部供给蒸气，将所述收容室内部加压，
对所述医疗器具进行灭菌的高压蒸气灭菌工序；

在所述高压蒸气灭菌工序结束后，通过使所述真空泵动作，将所述
10 收容室内部减压，使收容在所述收容室内的所述医疗器具干燥的干燥工
序，

控制所述真空泵的动作，以使所述干燥工序的最低压力低于在所述
预真工序设定的最低压力。

19. 根据权利要求 18 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征
15 在于，

所述医疗器具包括：连通医疗器具的内部和外部的连通口；和具有
仅在与该连通口连通的所述医疗器具的内部压力比外部压力高出一定程
度时打开的止回阀的压力调整装置，

所述干燥工序包括多次的减压工序，在各次的减压工序中分别包括
20 强制使所述医疗器具的所述连通口与所述医疗器具的外部连通的工序。

20. 根据权利要求 19 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征
在于，所述医疗器具具备隔开该医疗器具的内部和外部的由具有柔
软性的材料形成的护套部件。

21. 根据权利要求 20 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征
25 在于，所述医疗器具是内窥镜，该内窥镜具有：设在被插入被检测体
内的插入部前端侧的可弯曲的弯曲部，和由具有柔
软性的材料形成的包覆该弯曲部的护套部件。

22. 根据权利要求 18 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征
在于，所述干燥工序还具有多次减压和加压工序，并且具有使其中的至

少一次减压工序的最低压力低于在该减压工序以前进行的其他减压工序的最低压力。

23. 根据权利要求 19 所述的医疗器具的高压蒸气灭菌方法，其特征在于，包括强制使所述医疗器具的所述连通口在所述干燥工序结束后与 5 所述医疗器具的外部连通的工序。

医疗器具用高压蒸气灭菌系统、灭菌装置及灭菌方法

5 技术领域

本发明涉及一种对具有柔软护套部件的医疗器具进行高压蒸气灭菌的医疗器具用高压蒸气灭菌系统、灭菌装置及灭菌方法。

背景技术

10 近年，通过把插入部插入体腔内等来观察体腔内的深部等、或根据需要使用医疗器具进行治疗等的内窥镜在医疗领域被广泛采用。这样将内窥镜用作医疗器具时，为了防止感染症等，对用过的内窥镜进行可靠的消毒灭菌是必不可缺的。

15 以往的消毒灭菌处理依赖于环氧乙烷等气体和消毒液，要求进行烦琐的操作。并且，该消毒灭菌处理在灭菌后用于清除附着在设备上的气体的吹风作业花费时间，存在着在灭菌后不能马上使用的问题。另外，该消毒灭菌处理还有运转成本高的问题。

20 因此，在最近的灭菌处理中，没有上述的烦琐操作、并且灭菌后可以马上使用的运转成本低廉的高压灭菌器灭菌（高压蒸气灭菌）正在成为医疗设备中的主流产品。

作为该高压灭菌器灭菌的典型条件，有美国标准协会认可、医疗器具开发协会发表的美国标准 ANSI/AAMI ST37—1992，作为该条件，是在预真空方式的灭菌工序中，为 132℃、4 分钟，另外在重力型的灭菌工序中，为 132℃、10 分钟。作为高压灭菌器灭菌的温度，一般多设定在 25 115℃～140℃之间。

在一般的预真空型高压灭菌器灭菌工序中，包括：在灭菌前将收容了灭菌对象的医疗器具的灭菌室内减压（负压）的预真空工序；然后，向灭菌室内输送高压高温水蒸气，进行灭菌处理的灭菌工序；在灭菌处理后，为了使内窥镜干燥，将灭菌室内再次减压的干燥工序。

预真空工序是在其后进行的灭菌工序时使蒸气渗透到医疗器具的细小部位的工序，通过将灭菌室内减压，使高压高温蒸气通过所收容的整个医疗器具。另外，该预真空工序在使用环氧乙烷气体的气体灭菌中也被采用。

5 预真空工序和干燥工序中的灭菌室内的压力相对大气压约为-0.07MPa。另一方面，灭菌工序时的压力相对大气压多设定为约+0.2MPa。

在使用插入部具有柔軟性的内窥镜或具有弯曲部的弯曲内窥镜时，作为具有柔軟性的插入部或弯曲部的护套部件，一般使用以橡胶、弹性体等柔軟的高分子材料为原料的外皮管。而且，为了能够用藥液浸泡内10 窥镜，形成整体不进水的密封的结构。

因此，在使内窥镜保持不进水的状态下进行高压灭菌器灭菌处理时，在预真空工序等的减压工序，内窥镜的护套中最柔軟的外皮套管容易鼓起，有可能损坏耐久性。同样，构成内窥镜的部件间的接合部的较弱部分由于接受内窥镜的内侧和外侧的压力差的影响，而降低耐久性。

15 为了解决这样的问题，日本国专利公开2001-70226号公报公开了如下的技术，即，在高压灭菌器灭菌前，在作为与内窥镜的周边设备的连接部的摄像机连接器7安装止回阀帽。根据该以往技术，在高压灭菌器灭菌前的减压工序，内窥镜内压相对上升时，设在止回阀帽上的止回阀打开，防止内压的相对上升。另外，高压灭菌器灭菌由于是在比内窥20 镜内压高的压力下进行的，所以止回阀被密封，能够阻止高压高温水蒸气的进入。

但是，在上述日本国专利公开2001-70226号公报记载的内窥镜中，高压蒸气灭菌前的预真空工序的减压压力和高压蒸气灭菌工序后的干燥工序的减压压力大致相同，所以高压蒸气灭菌工序后的内窥镜内部的压力保持为在预真空工序被减压后的压力，在干燥工序的减压时，几乎不产生内窥镜内部和外部之间的压力差，设在内窥镜的止回阀不打开，或即使打开也只是瞬间打开，所以不能进行内窥镜内部的干燥。因此，在高压蒸气灭菌工序，积存有从插入部的外皮树脂和O型密封圈等透湿的水分，具有劣化内窥镜的内部部件的问题。

例如，如果在与图像处理装置等的外部装置的电连接部附近有水分，则在连接使用这些装置时，水分使得接点部短路，内窥镜和外部装置有可能受到电路方面的破坏。

5 发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的是提供一种可以防止因潮气造成的医疗器具的内部部件的劣化等问题的医疗器具用高压蒸气灭菌系统、灭菌装置及灭菌方法。

本发明的医疗器具用高压蒸气灭菌系统，包括用于对所述医疗器具
10 进行灭菌的高压蒸气灭菌装置，所述医疗器具设有：连通医疗器具的内
部和外部的连通口；具有仅在与该连通口连通的所述医疗器具的内部压
力比外部压力高出一定程度时打开的止回阀的压力调整装置，其特征在于，

所述高压蒸气灭菌装置构成为执行：包括将该高压蒸气灭菌装置的
15 收容室内部减压的工序的第1减压工序，

在该第1减压工序之后，将所述收容室内加压的高压蒸气灭菌工序，
包括在该高压蒸气灭菌工序之后，将所述收容室内减压的工序的第
2减压工序，

将所述第2减压工序中包括的至少一个减压工序的压力设定为比所
20 述第1减压工序的最低压力低的压力。

另外，本发明的医疗器具的高压蒸气灭菌方法具有：包括对收容医疗器具的高压蒸气灭菌装置的收容室内部进行减压的工序的第1减压工序；

在该第1减压工序之后，将所述收容室内加压的高压蒸气灭菌工序；
25 包括在该高压蒸气灭菌工序之后，将所述收容室内减压的工序的第
2减压工序，其特征在于，

将所述高压蒸气灭菌装置的所述第2减压工序中包括的至少一个减压工序的压力设定为比所述第1减压工序的最低压力低的压力。

另外，本发明的医疗器具用高压蒸气灭菌装置，用于对所述医疗器

具进行灭菌，设有：将作为被灭菌对象的医疗器具收容在内部并构成为可以密闭的收容室；对该收容室的内部压力进行减压的真空泵；向所述收容室的内部供给蒸气的蒸气供给装置；控制所述真空泵和所述蒸气供给装置的动作的控制部，其特征在于，

5 所述控制部执行：

通过使所述真空泵动作，对所述收容室内部进行减压的预真工序；

在停止所述真空泵的动作、结束所述预真工序后，通过使所述蒸气供给装置动作，向所述收容室内部供给蒸气，将所述收容室内部加压的高压蒸气灭菌工序；

10 在停止所述蒸气供给装置的动作、结束所述高压蒸气灭菌工序后，通过使所述真空泵动作，将所述收容室内部减压，使收容在所述收容室内部的所述医疗器具干燥的干燥工序，

并且，所述控制部控制所述真空泵的动作，以使所述干燥工序的最低压力低于所述预真工序的最低压力。

15 另外，本发明的医疗器具的高压蒸气灭菌方法的特征在于，具有：利用真空泵将收容了作为被灭菌对象的医疗器具的收容室的内部压力减压的预真工序，

在所述预真工序结束后，通过使向所述收容室内部供给蒸气的蒸气供给装置动作，向所述收容室内部供给蒸气，将所述收容室内部加压，
20 对所述医疗器具进行灭菌的高压蒸气灭菌工序，

在所述高压蒸气灭菌工序结束后，通过使所述真空泵动作，将所述收容室内部减压，使收容在所述收容室内的所述医疗器具干燥的干燥工序，

25 控制所述真空泵的动作，以使所述干燥工序的最低压力低于在所述预真工序设定的最低压力。

附图说明

图1是表示本发明第1实施方式的内窥镜装置的整体构成的说明图。

图2是本发明第1实施方式的内窥镜的压力调整部的剖面图。

图 3 是本发明第 1 实施方式的内窥镜的电连接部的剖面图。

图 4 是表示对本发明的第 1 实施方式的内窥镜进行高压蒸气灭菌的高压蒸气灭菌装置的构成的方框图。

图 5 是表示本发明第 1 实施方式的高压蒸气灭菌装置的高压蒸气灭
5 菌工序的压力控制方法的说明图。

图 6 是表示本发明第 1 实施方式的压力调整部的动作的说明图。

图 7 是表示利用本发明第 1 实施方式的加压接口向压力调整部加压的说明图。

图 8 是表示将图 1~图 7 所示的内窥镜内部换气的换气装置的说明
10 图。

图 9 是表示图 8 所示的换气装置的第 1 变形例的说明图。

图 10 是表示图 8 所示的换气装置的第 2 变形例的说明图。

图 11 是表示本发明第 2 实施方式的内窥镜和换气装置的说明图。

图 12 是表示本发明第 3 实施方式的内窥镜和换气装置的说明图。

15 图 13 是表示本发明第 4 实施方式的内窥镜装置的整体构成的说明图。

图 14 是本发明第 4 实施方式的电气接头部的主视图。

图 15 是本发明第 4 实施方式的电气接头部的剖面图。

图 16 是表示本发明第 4 实施方式的湿度控制部的控制的流程图。

20 图 17 是表示本发明第 5 实施方式的内窥镜装置的整体构成的说明图。

图 18 是表示本发明第 5 实施方式的湿度控制部的控制的流程图。

图 19 是表示本发明第 6 实施方式的内窥镜的主要部分的剖面图。

25 具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

(第 1 实施方式)

图 1~图 7 涉及本发明的第 1 实施方式，图 1 是表示内窥镜装置的整体构成的说明图，图 2 是内窥镜的压力调整部的剖面图，图 3 是内窥

镜的电气接头部的剖面图，图 4 是表示对内窥镜进行高压蒸气灭菌的高压蒸气灭菌装置的构成的方框图，图 5 是表示高压蒸气灭菌装置的高压蒸气灭菌工序的压力控制方法的说明图，图 6 是表示压力调整部的动作的说明图，图 7 是表示利用加压接口向压力调整部加压的说明图。

5 (构成)

如图 1 所示，内窥镜装置 1 由内窥镜 2、光源装置 3、视频图像处理器 5 和监视器 6 构成。内窥镜 2 具有摄像装置。光源装置 3 可自由装卸地与内窥镜 2 连接，向设在内窥镜 2 上的光导管供给照明光。视频图像处理器 5 通过信号电缆 4 与内窥镜 2 连接，控制内窥镜 2 的摄像装置，同时对由摄像装置获得的信号进行处理。监视器 6 显示与从视频图像处理器 5 输出的被摄体像对应的图像。
10

内窥镜 2 具有：插入部 7、操作部 8、连接软线 9、接头部 10、电气接头部 11。所述插入部 7 具有可挠性，形成为细长状。所述操作部 8 连接插入部 7 的基端侧。连接软线 9 具有可挠性，从操作部 8 的侧部延伸出来。接头部 10 设在连接软线 9 的端部，连接成与所述光源装置 3 可以自由装卸的状态。电气接头部 11 设在接头部 10 的侧部，可以连接成使与所述视频图像处理器 5 连接的所述信号电缆 4 可自由装卸的状态。
15

在电气接头部 11 设有连通内窥镜 2 的内部和外部的图 3 所示的后述通气部。在插入部 7 和操作部 8 的连接部，设有具有用于防止该连接部的过度弯曲的弹性部件的插入部侧防折断部件 12。在操作部 8 与连接软线 9 的连接部也设有与插入部侧防折断部件 12 相同的操作部侧防折断部件 13。并且，在连接软线 9 与接头部 10 的连接部也设有与插入部侧防折断部件 12 相同的接头部侧防折断部件 14。
20

所述插入部 7 由从基端侧顺序连接的可挠管部 15、弯曲部 16、前端部 17 构成。可挠管部 15 具有可挠性，并且质地柔软。弯曲部 16 设在可挠管部 15 的前端侧，通过操作部 8 的操作可以弯曲。在所述前端部 17 设有作为空气·水的输送口的送气送水喷嘴、吸引口、送液口、观察光学系统和照明光学系统。
25

所述送气送水喷嘴朝向观察光学系统的外表面的光学部件喷出清洗

液体和气体。吸引口是位于用于插通设在插入部 7 内的处置器具或吸引体腔内的液体的处置器具的通道的前端侧的开口部。送液口朝向观察对象物开口，形成朝向观察对象物喷出液体的开口部。

在接头部 10 设有气体供给接口 21、送水箱加压接口 23、液体供给 5 接口 24、吸引接口 25、注入接口 26、接地端子接口 27。

气体供给接口 21 可自由装卸地连接内置在光源装置 3 中的未图示的气体供给源。送水箱加压接口 23 和液体供给接口 24 可自由装卸地连接作为液体供给源的送水箱 22。吸引接口 25 连接从形成于前端部 17 的所述吸引口进行吸引的未图示的吸引源。注入接口 26 连接从形成于前端部 10 17 的送液口进行送水的未图示的送水装置。接地端子接口 27 在由于进行高频处理等在内窥镜 2 产生高频泄漏电流时，使泄漏电流返回高频处理装置。

在操作部 8 设有送气送水操作按钮 28、吸引操作按钮 29、弯曲操作手柄 30、多个遥控开关 31 和处置器具插入口 32。

15 送气送水操作按钮 28 是进行送气操作或送水操作时的操作部，通过手术医生按压该按钮，从形成于前端部 17 的送气送水喷嘴进行送气或送水。吸引操作按钮 29 是进行吸引操作时的操作部，通过手术医生按压该按钮，可以通过形成于前端部 17 的吸引口进行吸引。

弯曲操作手柄 30 是进行所述弯曲部 16 的弯曲操作的操作部。多个 20 遥控开关 31 是远距离操作所述视频图像处理器 5 的操作部。处置器具插入口 32 是连通所述处置器具通道的基端侧的开口。

另外，在内窥镜 2 的电气接头部 11 连接着可以自由装卸的防水帽 33。在接头部 10 设有压力调整部 79。

在进行高压蒸气灭菌时，使用收容所述内窥镜 2 的灭菌用收容箱 34。 25 该收容箱 34 由托盘 35 和盖部件 36 构成。在托盘 35 和盖部件 36 设有多个未图示的通气孔，水蒸气可以透过该孔。

作为高压蒸气灭菌的典型条件，如前面所述，在美国标准协会认可、医疗器具开发协会发行的美国标准 ANSI/AAMI ST37—1992 中，预备真空型的灭菌工序为 132℃、4 分钟，重力型的灭菌工序为 132℃、10 分钟。

下面，结合图 2 详细说明设在内窥镜 2 的接头部 10 的压力调整部 79 的构成。

如图 2 所示，压力调整部 79 形成调整内窥镜 2 的内部压力的压力调整装置。压力调整部 79 通过将接口主体 60 的螺纹部 92 旋入形成于内窥镜 2 的接头部 10 的螺纹孔 91，被固定在接头部 10 上。
5

压力调整部 79 使开闭阀体 61 可移动地内嵌在接口主体 60 内部，弹簧 62 对开闭阀体 61 向图中上方向施力。弹簧 62 通过弹簧支架 63 进行固定。在弹簧支架 63 形成贯通孔 64。

开闭阀体 61 具有密封面 65、通气槽 66 和通气槽 78。在接口主体 10 60 形成与密封面 65 接触的接触面 67。在接触面 67 上设有 O 型密封槽 68。在 O 型密封槽 68 内设置 O 型密封圈 69。O 型密封圈 69 将密封面 65 密封成不进水状态。

止回阀体 70 可以移动地内嵌在开闭阀体 61 的内周侧，弹簧 71 对止回阀体 70 向图中下方施力。弹簧 71 通过弹簧支架 72 进行固定。开闭阀体 61 具有密封面 73。在止回阀体 70 形成与所述密封面 73 接触的接触面 74。在接触面 74 上设有 O 型密封槽 75。在 O 型密封槽 75 内设置 O 型密封圈 76。在止回阀体 70 设有通气槽 77。O 型密封圈 76 将密封面 73 密封成不进水状态。
15
20

根据这种构成，贯通孔 64 形成连通内窥镜 2 的内部和外部的连通口。止回阀体 70 形成仅在与该连通口连通的所述内窥镜 2 的内部压力比外部压力高出一定程度时打开的止回阀。
25

下面，结合图 3 详细说明内窥镜 2 的电气接头部 11。

如图 3 所示，电气接头部 11 具备在检查时连接图 1 的内窥镜 2 的电气连接部。即，在电气接头部 11 设有连通口 37，该连通口 37 是在支撑电气接点 38 的绝缘部件 39 连通内窥镜 2 的内部和外部的贯通孔。
25

另外，电气接头部 11 的电气接头接口 40 形成为可以连接能自由装卸的不进水地闭塞该连通口 37 的图 1 的防水帽 33。

下面，结合图 4 说明内窥镜 2 进行高压蒸气灭菌的高压蒸气灭菌装置 41 的构成。

如图 4 所示，高压蒸气灭菌装置 41 设有收容室 42、蒸气供给装置 43、真空泵 44 和控制部 45。所示收容室 42 是将内窥镜 2 收容在内部并构成为可以密闭的收容装置。所述蒸气供给装置 43 是向所述收容室 42 的内部供给蒸气的蒸气供给装置。真空泵 44 是将收容室 42 的内部减压的减压装置。控制部 45 是为了控制蒸气供给装置 43 和真空泵 44 的动作而设置的 CPU 等的控制装置。

高压蒸气灭菌装置 41 进行下述工序：即，包括将该高压蒸气灭菌装置 41 的收容室 42 内部减压的工序的第 1 减压工序、其后的将所述收容室 42 内部加压的高压蒸气灭菌工序和其后的包括随后将所述收容室 42 内部减压的工序的第 2 减压工序。

下面，结合图 5 表示高压蒸气灭菌装置 41 的高压蒸气灭菌工序的压力控制方法。

图 5 的控制部 45 构成为可进行以下控制。

如图 5 所示，首先，高压蒸气灭菌装置 41 进行一般被称为预真空工序的第 1 减压工序。

在该预真空工序中，通过真空泵 44 将收容室 42 内部减压，收容室 42 内部的压力一般被设定为相对大气压约为 $-0.07\text{MPa} \sim -0.09\text{MPa}$ 。在本示例中被设定为 -0.07MPa 。

在本实施方式中，在该预真空工序，反复进行 3 次减压和升压到大气压，实施合计 3 次的 -0.07MPa 的减压工序。该工序是在后面的灭菌工序时使蒸气渗透到灭菌对象设备的细小部位的工序，通过将收容室 42 内部减压，使高压高温蒸气通过整个灭菌对象设备。

然后，高压蒸气灭菌装置 41 进行高压蒸气灭菌工序。

在该高压蒸气灭菌工序，通过蒸气供给装置 43 向收容室 42 内供给高温高压蒸气，并且收容室 42 内的压力一般被设定为相对大气压约为 $+0.2\text{MPa}$ 。

另外，关于灭菌工序时的温度条件，因高压蒸气灭菌装置的形式和灭菌工序的时间而不同，但一般被设定为 115°C 到 138°C 的范围。根据情况也可以设定为约 142°C 。

关于时间条件，因灭菌工序的温度条件而不同，但一般被设定为 3 分钟～60 分钟。根据情况有时也将灭菌工序的时间设定为 100 分钟。

然后，为了使灭菌后的灭菌对象设备干燥，在灭菌工序后，进行使收容室 42 内再次成为减压状态的被称为干燥工序的第 2 减压工序。

5 在该工序中，再次通过真空泵 44 将收容室 42 内部减压，从灭菌室内排除蒸气，促进灭菌室内的灭菌对象设备的干燥。该工序的灭菌室内的压力被设定为小于等于所述第 1 减压工序的压力 -0.07MPa。

在本实施方式中，在该干燥工序，反复进行 3 次减压和升压到大气压，进行合计 3 次的减压工序。

10 该干燥工序的第 1 次减压工序被设定为 -0.08MPa、第 2 次减压工序被设定为 -0.085MPa、第 3 次减压工序被设定为 -0.09MPa。这些压力分别被设定为低于第 1 减压工序的最低压力，并且低于干燥工序中其前面的减压工序时的压力。

以下，首先说明成为本实施方式的重要部分的作用和效果。

15 (作用)

在对内窥镜 2 进行高压蒸气灭菌时，在电气接头部 11 安装防水帽 33，闭塞连通口 37，内窥镜 2 的内部被闭塞成与外部形成不进水状态。

在作为第 1 减压工序的预真空调序，通过控制部 45 的控制，驱动真空泵 44，收容室 42 内部被减压。

20 此时，根据内窥镜 2 的内外压力差，如图 6 所示，从不进水状态的内窥镜 2 的内部朝向外部的力作用于设在接头部 10 的压力调整部 79 的止回阀体 70，止回阀体 70 抵抗弹簧 71 的施力，而向图中上方移动直到接触接口主体 60，O 型密封圈 76 从密封面 73 离开，通过通气槽 77、78，内窥镜 2 的内部和外部连通。由此，防止在内窥镜 2 的内部和收容室 42 产生大的压力差。

这样，被覆内窥镜 2 的弯曲部 16 的柔软薄壁被覆部件等的护套部件不会因内部和外部的压力差而破损。

在内窥镜 2 的内外压力大致相等时，止回阀体 70 通过弹簧 71 的施力而移动，通过 O 型密封圈 76 闭塞密封面 73 的内部侧和外部侧之间。

此时，内窥镜 2 的内部被保持成和预真工序的减压力—0.07MPa 大致相同。但是，在内窥镜 2 的内部压力和预真工序的减压力之间存在弹簧 71 的施力部分的差异。

然后，进行高压蒸气灭菌工序。

5 通过蒸气供给装置 43 向收容室 42 内供给高温高压蒸气，收容室 42 内被加压成相对大气压约为+0.2MPa。此时，在图 2 中，止回阀体 70 被向图中下方施力，开闭阀体 61 通过弹簧 62 的施力被向图中上方施力，内窥镜 2 的内部通过 O 型密封圈 76、O 型密封圈 69 被密封成不进水状态。内窥镜 2 的内部被保持成预真工序的—0.07MPa。

10 然后，进行作为第 2 减压工序的干燥工序。

在第 1 次减压工序，通过控制部 45 的控制，驱动真空泵 44，收容室 42 内部被减压到—0.08MPa。该压力低于在该时间点被保持的内窥镜 2 的内部压力即—0.07MPa。因此，通过和前述的预真工序相同的作用，止回阀体 70 打开，内窥镜 2 的内部气体排放到内窥镜 2 的外部。并且，15 在内窥镜 2 的内外压力大致相等时，止回阀体 70 闭合。此时，内窥镜 2 的内部被保持成和—0.08MPa 大致相同。然后，收容室 42 内升压到大气压。

在第 2 次减压工序，通过控制部 45 的控制，驱动真空泵 44，收容室 42 内部被减压到—0.085MPa。

20 与上述相同，止回阀体 70 打开，内窥镜 2 的内部气体排放到外部。并且，在内窥镜 2 的内外压力大致相等时，止回阀体 70 闭合。此时，内窥镜 2 的内部被保持成和—0.085MPa 大致相同。然后，收容室 42 内升压到大气压。

在第 3 次减压工序，通过控制部 45 的控制，驱动真空泵 44，收容室 42 内部被减压到—0.09MPa。

与上述相同，止回阀体 70 打开，内窥镜 2 的内部气体排放到外部。并且，在内窥镜 2 的内外压力大致相等时，止回阀体 70 闭合。此时，内窥镜 2 的内部被保持成和—0.09MPa 大致相同。

在高压蒸气灭菌工序，进入内窥镜 2 内部的潮气，在干燥工序通过

打开止回阀体 70 被排放到内窥镜 2 的外部，进行内窥镜 2 内部的干燥。

在干燥工序，通过反复打开止回阀体 70，反复进行内窥镜 2 内部的潮气的排放和内部的干燥。

通过以上工序，完成高压蒸气灭菌。

5 (效果)

根据该第 1 实施方式，将高压蒸气灭菌工序后的第 2 减压工序中包括的至少一个减压工序的压力，设定为比高压蒸气灭菌工序前的所述第 1 减压工序的最低压力低的压力，所以在第 2 减压工序中包括的至少一个减压工序，可以使所述内窥镜 2 的内部压力比外部压力高出一定程度，
10 由此能够可靠地打开止回阀体 70，通过该止回阀体 70 进行内窥镜 2 的内部干燥，所以即使进行高压蒸气灭菌时，也能防止因潮气造成的内窥镜 2 的内部部件的劣化。这样，即使反复进行高压蒸气灭菌，也不会在内窥镜 2 的内部积存潮气，可以提供不会因潮气造成内部部件劣化的高压蒸气灭菌方法、高压蒸气灭菌装置和内窥镜装置。由此，可以提高内窥镜
15 的可靠性，延长内窥镜的寿命。

另外，所述第 2 减压工序的多次减压工序也可以仅进行一次。

另外，作为进行高压灭菌的医疗器具不限于内窥镜，只要是设置有压力调整部 79，也可适用于具有柔软护套部件的任何医疗器具。

下面，说明第 1 实施方式的其他作用和效果。

20 (作用)

另外，在第 1 实施方式中，在把内窥镜 2 用于检查之前，把防水帽 33 从电气接头部 11 卸下。

这样，通过连通口 37 使内窥镜 2 的内部和外部连通，解除内窥镜 2 内部的减压状态，施加在内窥镜 2 的护套体上的负荷消失。由此，内窥
25 镜 2 的护套体不会长期持续在有负荷的状态下。

另外，在第 1 实施方式中，由于采用了在成为在检查时必须与内窥镜 2 连接的外部设备的信号电缆 4、视频图像处理器 5 相连接的连接部的电气接头部 11 上设置连通口 37，所以不会造成忘记取下防水帽 33 的情况，能够可靠解除内窥镜 2 内部的减压状态。由此，护套体不会破损。

即，检查时内窥镜 2 的内部和外部一定连通，并且能够可靠进行内窥镜 2 的内部干燥。另外，设在弯曲部 16 的软性的弯曲覆盖橡胶不会承担负荷，所以不会影响弯曲操作。

另外，在第 1 实施方式中，压力调整部 79 和内窥镜 2 形成为一体，
5 所以在进行高压蒸气灭菌时不会忘记安装压力调整部 79，能够可靠防止因减压工序造成的内窥镜 2 的破损。

另外，在第 1 实施方式中，在检查结束、清洗内窥镜 2 之前，进行用于检查内窥镜 2 有无破损的泄漏检查。

此时，在电气接头部 11 安装防水帽 33，闭塞连通口 37。并按图 7
10 所示，将连接未图示的加压源的减压接口 47 连接到压力调整部 79 上。

在将减压接口 47 连接到压力调整部 79 上时，按压部件 48 抵抗弹簧 62 的施力，向图中下方按压止回阀体 70 和开闭阀体 61。由此，密封面 65 从 O 型密封圈 69 离开，通过通气槽 77、通气槽 66，内窥镜 2 的内部和加压接口 47 连通，进行内窥镜 2 内部的加压。作业者将这样加压后的
15 内窥镜 2 没入水中，进行泄漏检查。

这样，通过在内窥镜 2 的接头部 10 一体设置用于在泄漏检查时将内窥镜 2 的内部加压的开闭阀（开闭阀体 61）、和进行高压蒸气灭菌时在外部压力低于内窥镜 2 内部的压力时打开的压力调整阀（止回阀体 70），在泄漏检查时不需要防止止回阀体 70 被打开的特别结构和操作。

20 如果在泄漏检查时忘记安装防水帽 33，则从连通口 37 加压的气体泄漏，以此来提醒忘记安装防水帽 33。这样，在进行高压蒸气灭菌前不会忘记安装用于闭塞连通口 37 的部件，能够可靠防止蒸气进入内窥镜 2 的内部致使内窥镜 2 破损。

另外，在第 1 实施方式中，通过在具有实施泄漏检查、清洗和高压
25 蒸气灭菌时进行防水所需的电气接点 38 的电气接头部 11 设置连通口 37，在上述作业时可以兼作用于闭塞连通口 37 的部件和用于闭塞电气接头部 11 的部件。

另外，内窥镜 2 可以与不是对应连接相同外部设备的高压蒸气灭菌的内窥镜共用相同的防水帽 33。

(效果)

根据第 1 实施方式，在进行高压蒸气灭菌时不会忘记安装压力调整部 79，在进行高压蒸气灭菌时不会忘记安装用于闭塞连通口 37 的防水帽 33，在进行高压蒸气灭菌后不会忘记卸下防水帽 33，在进行泄漏检查时
5 不需要进行用于闭塞压力调整部 79 的操作，在进行高压蒸气灭菌、清洗、泄漏检查时可以同时进行电气接头部 11 的闭塞和连通口 37 的闭塞。因此，根据第 1 实施方式，可以提供操作性良好的内窥镜。

另外，根据第 1 实施方式，通过与不是对应连接相同外部设备的高压蒸气灭菌的内窥镜共用相同的防水帽 33，可以提供兼容性良好的内窥
10 镜。

另外，所述连通口 37 可以安装设在与内窥镜 2 的光源装置 3 的连接部附近或操作部 8 上的用于闭塞连通口 37 的如防水帽 33 那样的闭塞部件。即使设在与光源装置 3 的连接部附近，在检查时为了连接光源装置 3 和内窥镜 2 也能可靠卸下闭塞部件，而设在操作部 8 时，手术医生为了
15 把持操作部 8 进行操作，也能够可靠卸下闭塞部件，所以能够确实解除内窥镜 2 内部的减压状态。

图 8 是表示将图 1～图 7 所示的内窥镜内部强制换气的换气装置的说明图。

(构成)

如图 8 所示，在内窥镜 2 的压力调整部 79 可以连接能自由装卸的换气装置 50。

换气装置 50 由连接接口 51、换气管 52、三通活栓 53 和注射器 54 形成。所述三通活栓 53 的一端开口部 55 开放于大气中。连接接口 51 的结构和所述加压接口 47 相同，构成为在压力调整部 79 上装卸自如，在
25 连接压力调整部 79 时和内窥镜 2 的内部连通。

(作用)

在对内窥镜 2 的内部强制换气时，在内窥镜 2 的电气接头部 11 安装防水帽 33，闭塞连通口 37。

然后，将连接接口 51 连接压力调整部 79，使与内窥镜 2 的内部连

通。

然后，通过三通活栓 53 使连接接口 51 和注射器 54 连通。

然后，将三通活栓 53 切换到箭头 A，通过注射器 54 吸引内窥镜 2 内的气体。

5 然后，将三通活栓 53 切换到箭头 B，使连接接口 51 和开口部 55 连通。由此，大气从开口部 55 流入被减压的内窥镜 2 的内部，内窥镜 2 的内部被换气。

反复进行该操作，将内窥镜 2 的内部换气。

(效果)

10 如果利用换气装置 50，可以容易地将内窥镜 2 的内部换气，能够除去在高压蒸气灭菌后积存在内窥镜 2 内部的潮气。

图 9 是表示图 8 所示的换气装置 50 的第 1 变形例的说明图。

如图 9 所示，换气装置 50b 将前述的泄漏检查使用的送气泵 49 等的加压源连接开口部 55。在这种构成的情况下，通过注射器 54 吸引内窥镜 15 2 内的气体后，将三通活栓 53 切换到箭头 B，通过送气泵 49 强制使外气流入内窥镜 2 内，将内窥镜 2 的内部换气。

如果利用这种换气装置 50b，可以获得和图 9 所示的换气装置 50 相同的效果，同时利用送气泵 49 强制使外气流入内窥镜 2 内，所以能够进一步提高内窥镜 2 的内部的换气效率。

20 图 10 是表示图 8 所示的换气装置 50 的第 2 变形例的说明图。

如图 10 所示，换气装置 50c 将可以切换气体的压送、吸引动作的滚柱泵 49b 连接换气管 52a。

在这种构成的情况下，通过滚柱泵 49b 反复进行内窥镜 2 内的气体的吸引和向内窥镜 2 内压送外气，将内窥镜 2 的内部换气。

25 根据这种换气装置 50b，可以获得和图 9 所示的换气装置 50a 相同的效果。

(第 2 实施方式)

图 11 是表示本发明的第 2 实施方式的内窥镜及对内窥镜内部强制换气的换气装置的说明图。在图 11 的说明中，对和图 1～图 7 所示的第 1

实施方式相同的构成要素赋予相同符号，并省略说明。

(构成)

如图 11 所示，第 1 实施方式的压力调整部 79 设在内窥镜 102 的操作部 108 上。在第 2 实施方式中，压力调整部 79 未设在接头部 110 上。

5 向内窥镜 102 的插入部 107 的内部插入换气管 56。在压力调整部 79 连接换气管 56 的基端侧。换气管 56 在插入部 107 的前端部具有开口部 56a。

(作用)

在将内窥镜 102 的内部强制换气时，形成从内窥镜 102 的电气接头部 11 卸下防水帽 33 打开连通口 37 的状态。

然后，将连接所述加压源的加压接口 47 连接到压力调整部 79。

然后，通过加压源向内窥镜 102 的内部压送气体。

被压送的气体通过压力调整部 79、换气管 56 被输送到插入部 107 的前端部后，通过插入部 107、操作部 8、连接软线 9、接头部 110 的内 15 部，从电气接头部 11 的连通口 37 排放到内窥镜 102 的外部。

由此，内窥镜 102 的内部被换气。

(效果)

根据该第 2 实施方式，使开口部 56a 和连通口 37 分别分离开，分别设在内窥镜 102 的一方和另一方的端部上，所以能够容易地将内窥镜 102 的内部整体可靠且迅速地进行换气，可以去除在高压蒸气灭菌后积存在内窥镜 102 内部的潮气，提高内窥镜 102 的耐久性。

另外，可以在压力调整部 79 设置取代加压源的吸引泵，形成一面吸引内窥镜 102 内部的气体，一面从连通口 37 导入外气，将内窥镜 102 的内部换气的结构。

25 (第 3 实施方式)

图 12 是表示本发明的第 3 实施方式的内窥镜及对内窥镜内部强制换气的换气装置的说明图。在图 12 的说明中，对和图 11 所示的第 2 实施方式相同的构成要素赋予相同符号，并省略说明。

(构成)

如图 12 所示，在吸引泵 57 设置结构和防水帽 33 类似的可以装卸地连接在所述电气接头部 11 上的连接接口 58。

(作用)

为了对内窥镜 102 的内部实施强制换气，将连接接口 58 连接到电气接头部 11。

然后，通过吸引泵 57 从连通口 37 吸引内窥镜 102 内部的气体，同时从加压源向内窥镜 102 内部压送外气，将内窥镜 102 的内部换气。

(效果)

根据该变形例，通过使用吸引泵 57，可以更容易地将内窥镜 102 的内部换气，能够去除在高压蒸气灭菌后积存在内窥镜 102 内部的潮气，提高内窥镜 102 的耐久性。

另外，可以形成如下结构，在内窥镜 102 设置多个排气口，在这些排气口位置的中间部分设置送气口，将送气源或吸引源连接送气口，进行送气或吸引，从排气口排气或导入气体。该情况时，可以缩短换气时间。

另外，也可以形成如下结构，将作为第 1 至第 3 实施方式的换气装置的送气泵和吸引泵以及连接这些泵和内窥镜的装置设置于高压蒸气灭菌装置内，实施对在装置内自动进行在高压蒸气灭菌后将内窥镜内部强制换气的动作的控制。

(第 4 实施方式)

图 13 至图 16 表示本发明的第 4 实施方式，图 13 是表示内窥镜装置的整体构成的说明图，图 14 是电气接头部的主视图，图 15 是电气接头部的剖面图，图 16 是表示湿度控制部的控制的流程图。在图 13 至图 16 的说明中，对和图 1～图 7 所示第 1 实施方式相同的构成要素赋予相同符号，并省略说明。

(构成)

以下，结合图 13 至图 15，表示内窥镜 202 的电气接头部 211 在未被干燥的情况下，防止从视频图像处理器 205 向内窥镜 202 通电的结构。

如图 13 所示，在与信号电缆 204 的电气接头部 211 的连接部 204a 上，设置当连接电气接头部 211 时，向电气接头部 211 内突出的湿度传感器 59。

视频图像处理器 205 具有连接湿度传感器 59 的湿度控制部 20。

如图 14 和图 15 所示，在电气接头部 211 上，形成有在连接电气接头部 211 和信号电缆 204 的状态下，位于垂直下方的凹部 86。湿度传感器 59 被配置在该凹部 86 中。

以下，参照图 16 说明视频图像处理器 205 的湿度控制部 20 的控制。

如图 16 所示，湿度控制部 20 在检查时连接电气接头部 211 和信号电缆 204，在步骤 S1 接通视频图像处理器 205 的电源时，则在步骤 S2，使湿度传感器 59 检测电气接头部 211 内部的湿度，然后转入步骤 S3 的处理。

在步骤 S3，湿度控制部 20 在湿度传感器 59 的检测值小于一定值，判断为可以通电的干燥状态的情况下，在步骤 S4，向内窥镜 202 进行通电。由此，内窥镜 202 形成可以进行正常检查的状态。

在步骤 S3，湿度控制部 20 在湿度传感器 59 的检测值超过一定值，判断为电气接头部 211 内部为潮湿状态或湿度非常大的状态时，在步骤 S5 使监视器 6 进行警告显示，不进行向内窥镜 202 的通电。

(作用)

在第 4 实施方式中，在电气接头部 211 内部潮湿或湿度非常大的情况下，在内窥镜 202 不进行通电，所以电气接头部 211 内部的电气接点 38 不会短路，不会破坏内窥镜 202 的摄像电路和遥控电路。

另外，在电气接头部 211 内部潮湿或湿度非常大的情况下，使用者可以通过监视器 6 的警告显示了解到该情况。

(效果)

根据第 4 实施方式，可以提供即使在因清洗或高压蒸气灭菌等致使电气接头部 211 潮湿时，也不会损坏内窥镜 202 的内窥镜装置。

(第 5 实施方式)

图 17 和图 18 表示本发明的第 5 实施方式，图 17 是表示内窥镜装置

的整体构成的说明图，图 18 是表示湿度控制部的控制的流程图。在图 17 和图 18 的说明中，对和图 13~图 16 所示第 4 实施方式相同的构成要素赋予相同符号，并省略说明。

(构成)

5 如图 17 所示，在信号电缆 304 的连接部 304a 上设置湿度传感器 59。湿度传感器 59 连接视频图像处理器 305 的湿度控制部 320。在所述视频图像处理器 305 上设置连接湿度控制部 320 的送气泵 80。在信号电缆 304 上设置连接送气泵 80 的送气管 82 和排气管 83。送气管 82 和排气管 83 的一端朝向与电气接头部 211 连接的连接部 304a 开口。排气管 83 的另 10 一端开放于大气中。

以下，参照图 18 说明视频图像处理器 305 的湿度控制部 320 的控制。

如图 18 所示，湿度控制部 320 的步骤 S11 至步骤 S15 的控制和图 16 所示的湿度控制部 320 的步骤 S1 至步骤 S5 的控制相同。

在第 5 实施方式中的不同之处是，在步骤 S15 使监视器 6 进行警告显示，不进行向内窥镜 202 的通电，然后在步骤 S16，湿度控制部 320 使送气泵 80 进行送气，返回步骤 S12 的处理。

根据这种湿度控制部 320 的处理，每隔一定时间，例如每隔 30 秒，湿度传感器 59 检测湿度，通过送气泵 80 进行送气直到湿度值小于一定值。在小于一定值时，送气泵 80 停止送气，视频图像处理器 305 向内窥镜 302 进行通电，删除监视器 6 的警告显示。

(作用)

在第 5 实施方式中，通过送气泵 80 压送的气体通过送气管 82 被导入电气接头部 211 内部，通过排气管 83 排放于大气中。由此，使电气接头部 211 内部的潮气干燥。

(效果)

根据第 5 实施方式，在第 4 实施方式的效果的基础上，可自动进行电气接头部 211 的干燥。

另外，也可以形成如下结构，湿度传感器 59 不设在信号电缆 304 上，而是设在内窥镜 202 的电气接头部 211 上，在连接电气接头部 211 和信

号电缆 304 时，同时使内窥镜 202 和视频图像处理器 305 的湿度控制部 20 构成电路连接。

另外，在有内窥镜 202 和光源装置 3 的电气连接部的情况下，可以设在光源装置 3 上。并且，在光源装置 3 和视频图像处理器 305 为一体 5 的情况下，也可设在该装置上。

(第 6 实施方式)

图 19 是本发明的第 6 实施方式的内窥镜的主要部分的剖面图。图 19 所示部分以外的内窥镜装置的构成和图 1～图 7 所示第 1 实施方式相同。

10 在第 6 实施方式的内窥镜 402 中，在接头部 410 上分别设置用于在泄漏检查时将内窥镜 302 内部加压的开闭阀 85 和在高压蒸气灭菌时当外部压力比内窥镜 302 内部的压力低时打开的压力调整部 84。

所述压力调整部 84 由接口主体 60a、止回阀体 70a、弹簧 71a、弹簧支架 72a、O 型密封槽 75a 和 O 型密封圈 76a 构成。所述接口主体 60a 15 内嵌安装成可以在止回阀体 70a 移动，弹簧 71a 对止回阀体 70a 向图中下方向施力。弹簧 71a 通过弹簧支架 72a 进行固定。在接口主体 60a 具有密封面 73a。

在止回阀体 70a 上形成与所述密封面 73a 接触的接触面 74a。在接触面 74a 上设置 O 型密封槽 75a。在 O 型密封槽 75a 内设置 O 型密封圈 20 76a。

此处，如果把止回阀体 70a 的打开压力设为 P，把泄漏检查时的加压压力设为 P1，把在高压蒸气灭菌的减压工序从内窥镜 302 外部施加到内部的压力设为 P2 时，设定弹簧 71a 的弹力，使得 $P1 < P < P2$ 。

在本实施方式中，相对 $P1 = 0.05\text{MPa}$ 、 $P2 = 0.07\text{MPa}$ ，P 被设定为 25 $P = 0.06\text{MPa}$ 。

(作用)

在第 6 实施方式中，在泄漏检查时，即使通过加压接口 47 从开闭阀 85 进行加压时，由于止回阀体 70a 不打开，所以能够进行泄漏检查。

另外，在第 6 实施方式中，在高压蒸气灭菌时和减压工序时被减压

为 -0.07 MPa 时，由于止回阀体70a打开，所以能够防止在内窥镜302的内外部产生大的压力差，防止内窥镜302的护套体破损。

(效果)

根据第6实施方式，在泄漏检查时不需要闭塞止回阀体70a的特别
5 结构和操作，所以能够提供操作性良好的结构简单的内窥镜装置。

以上，对本发明的实施方式进行了说明，但不限于前述实施方式，当然可以在不脱离本发明的技术构思的范围内进行各种变化。

根据如上所述的本发明，即使进行高压蒸气灭菌，也能防止因潮气造成的医疗器具的内部部件的劣化，提高医疗器具的可靠性，延长医疗
10 器具的寿命。

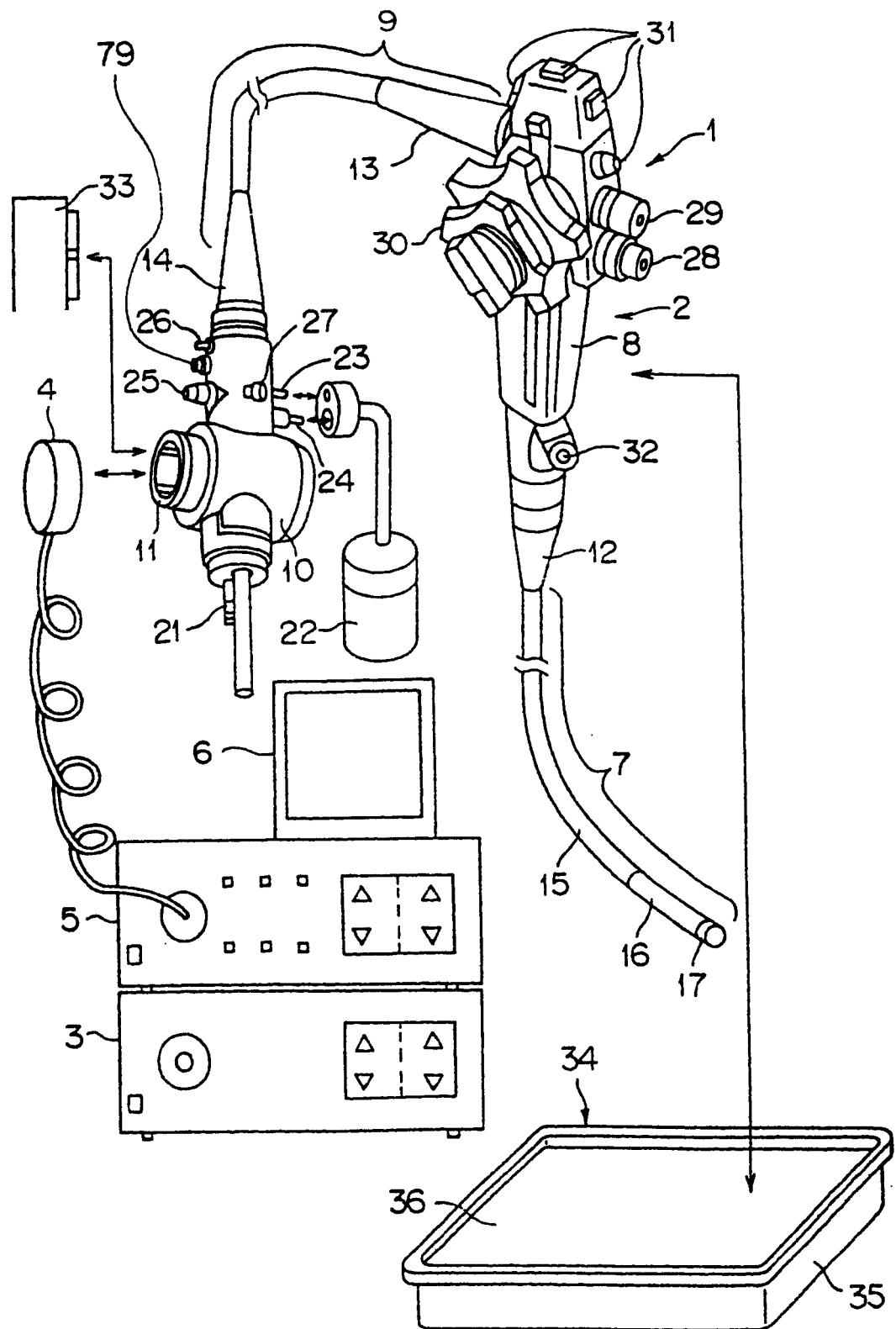


图 1

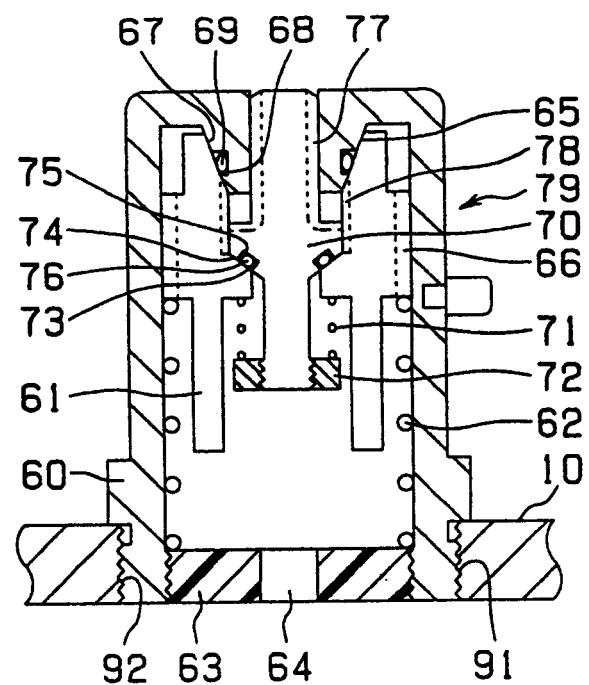


图 2

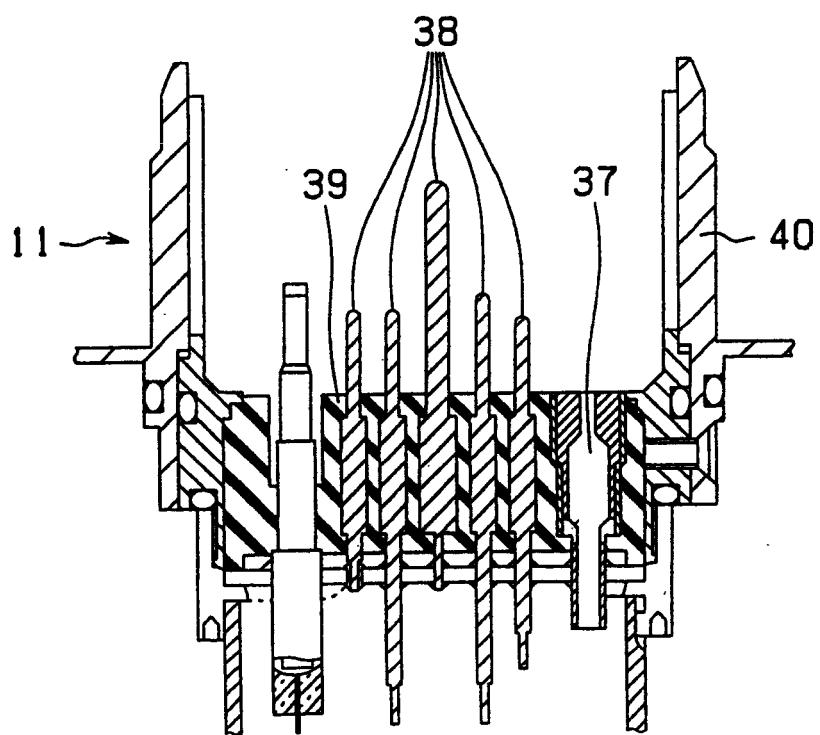


图 3

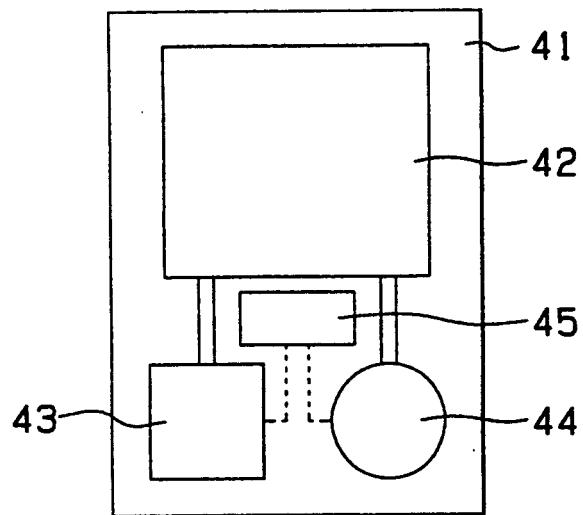


图 4

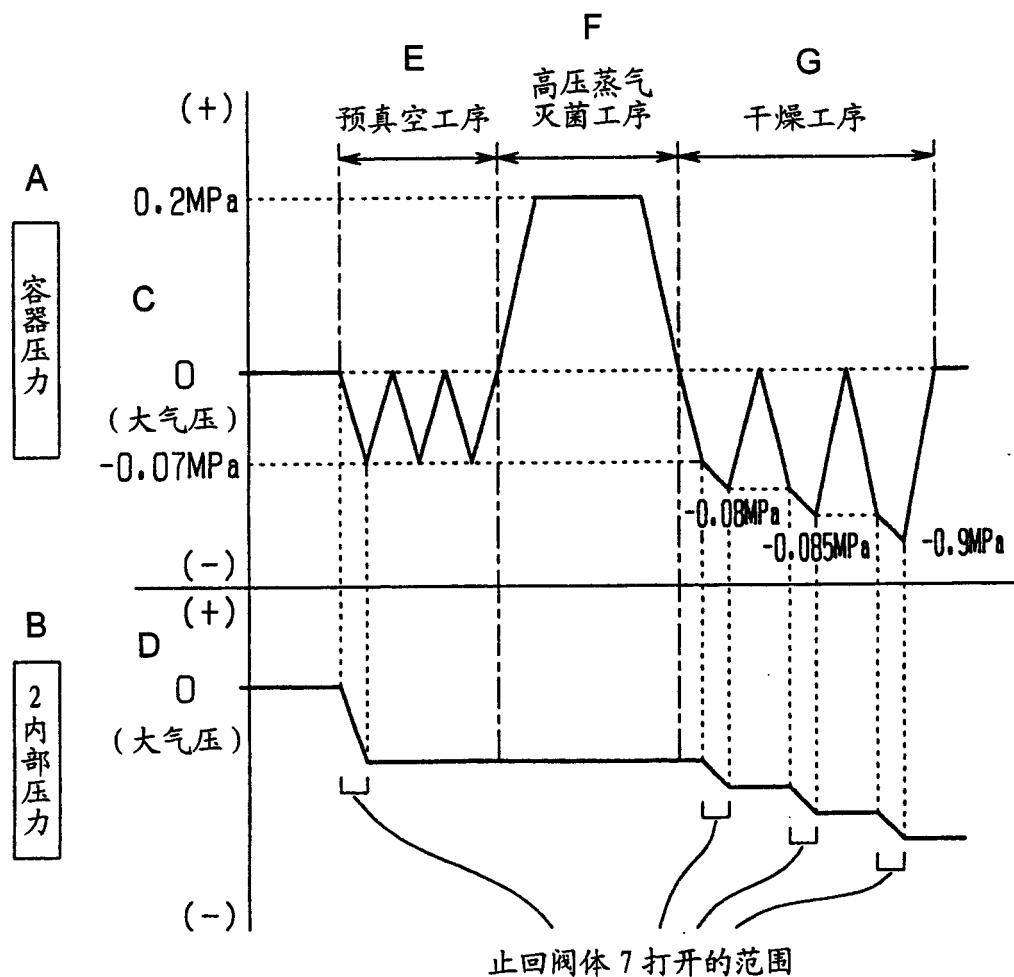


图 5

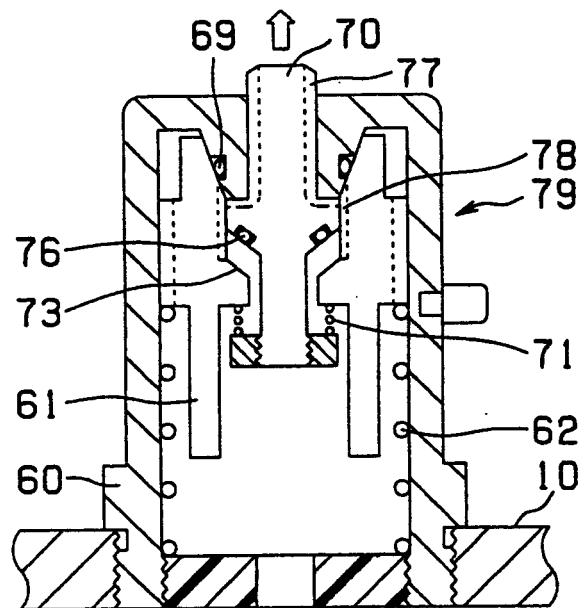


图 6

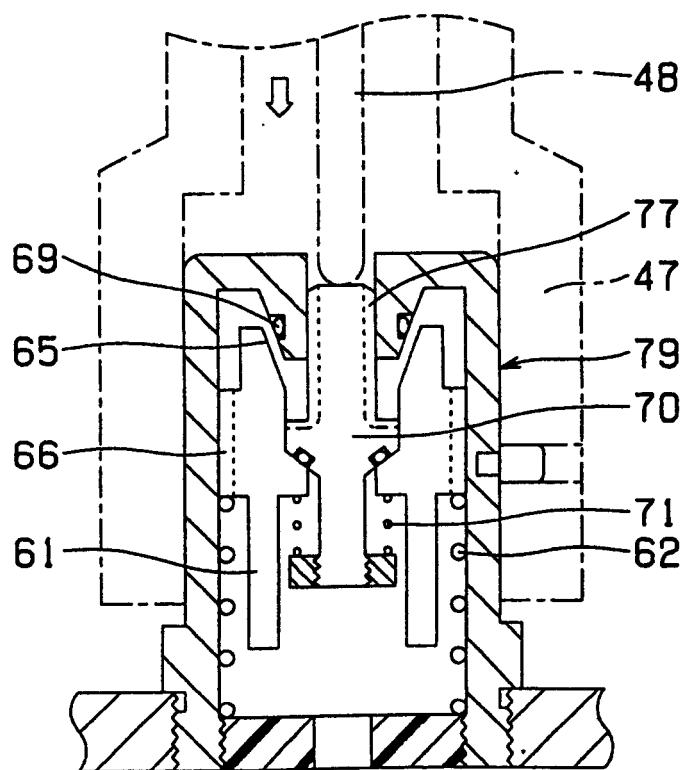


图 7

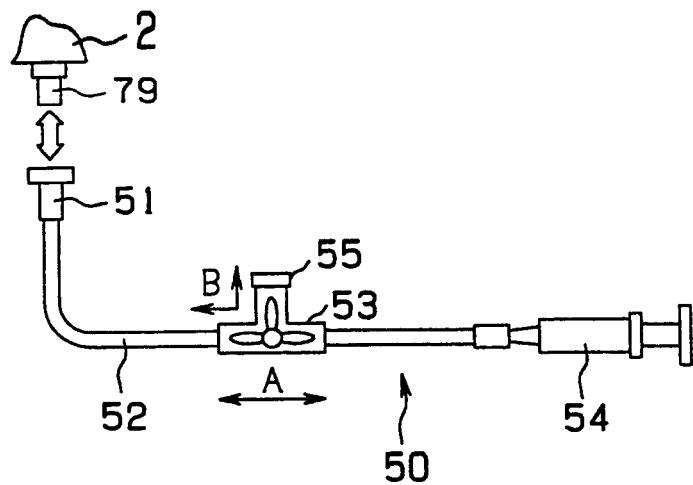


图 8

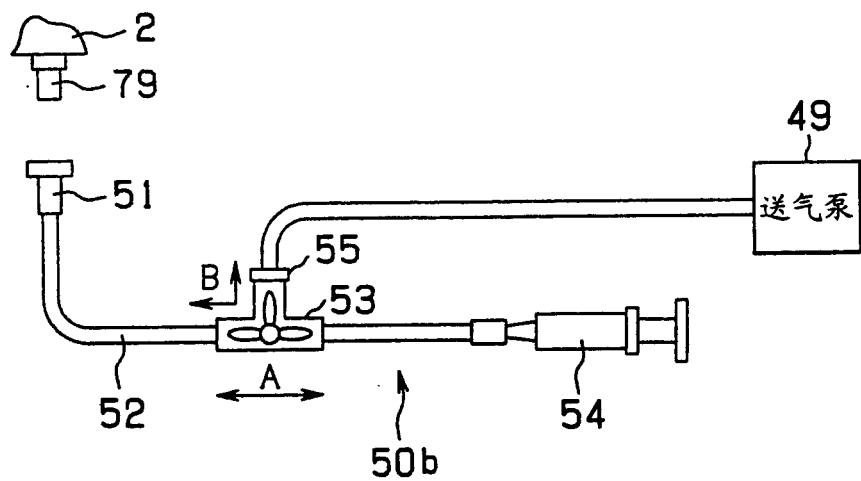


图 9

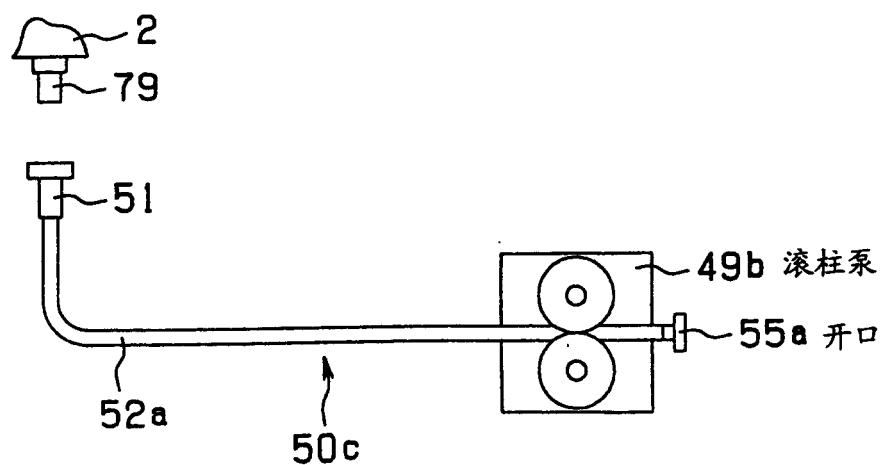


图 10

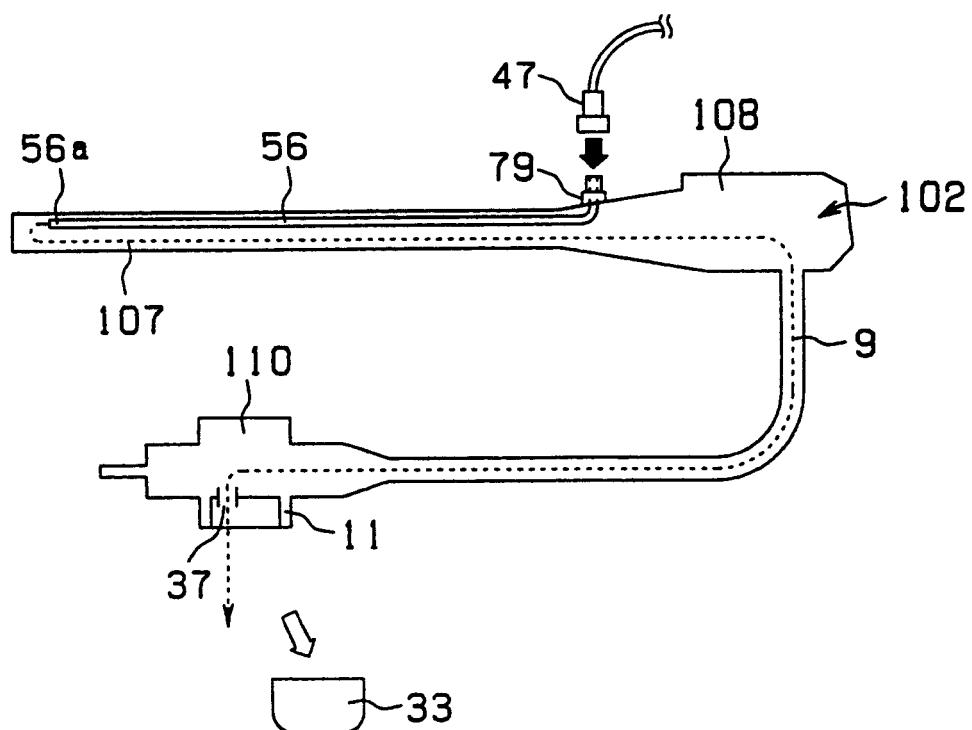


图 11

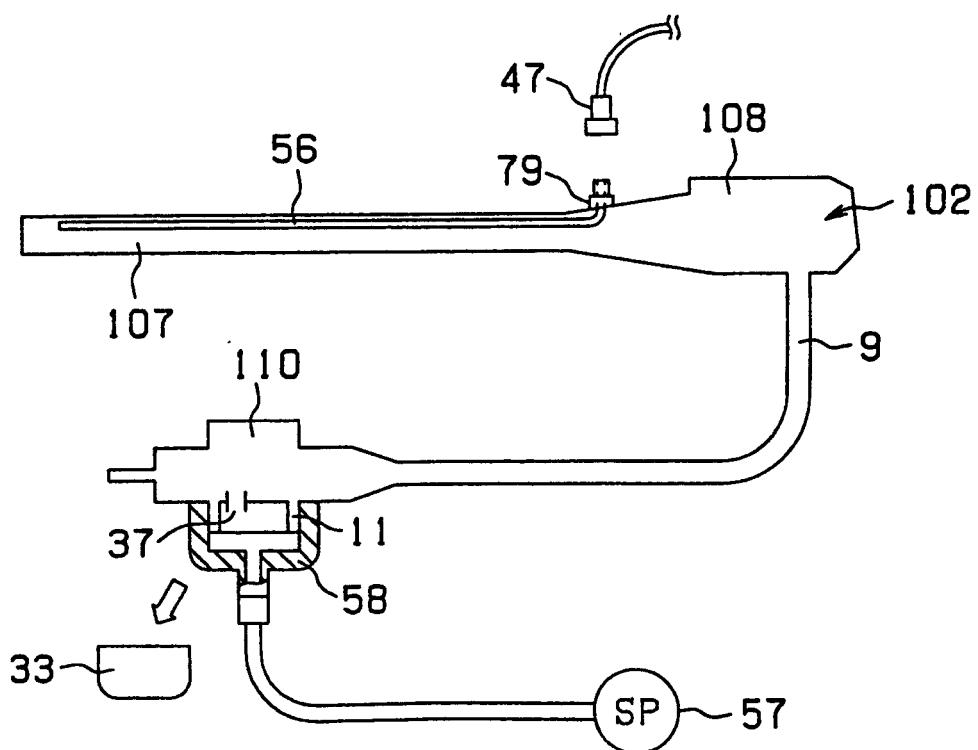


图 12

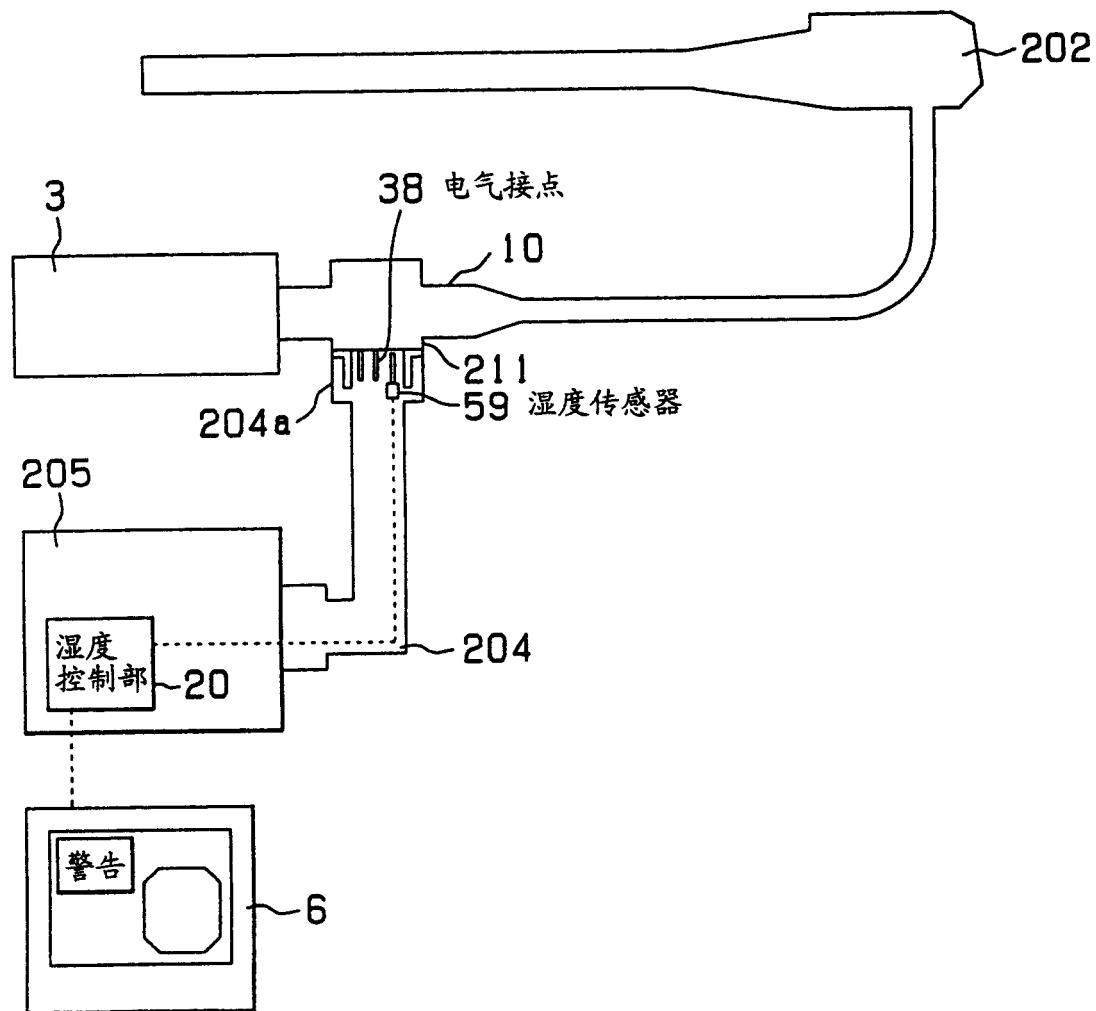


图 13

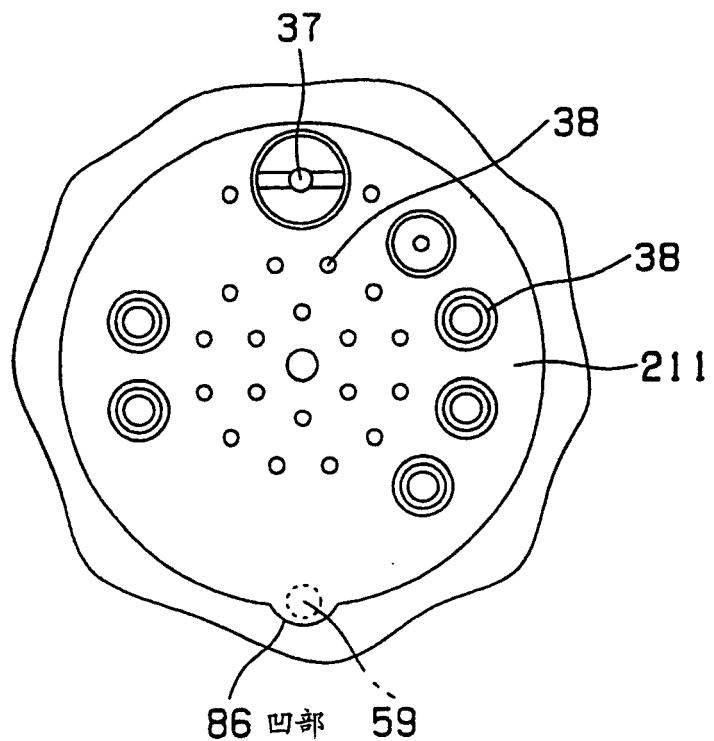


图 14

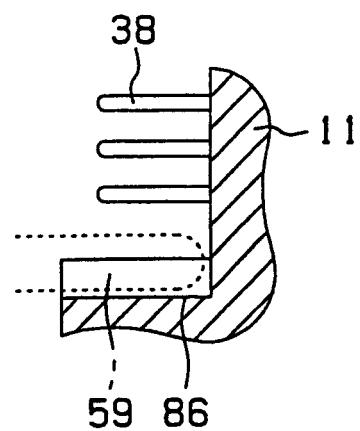


图 15

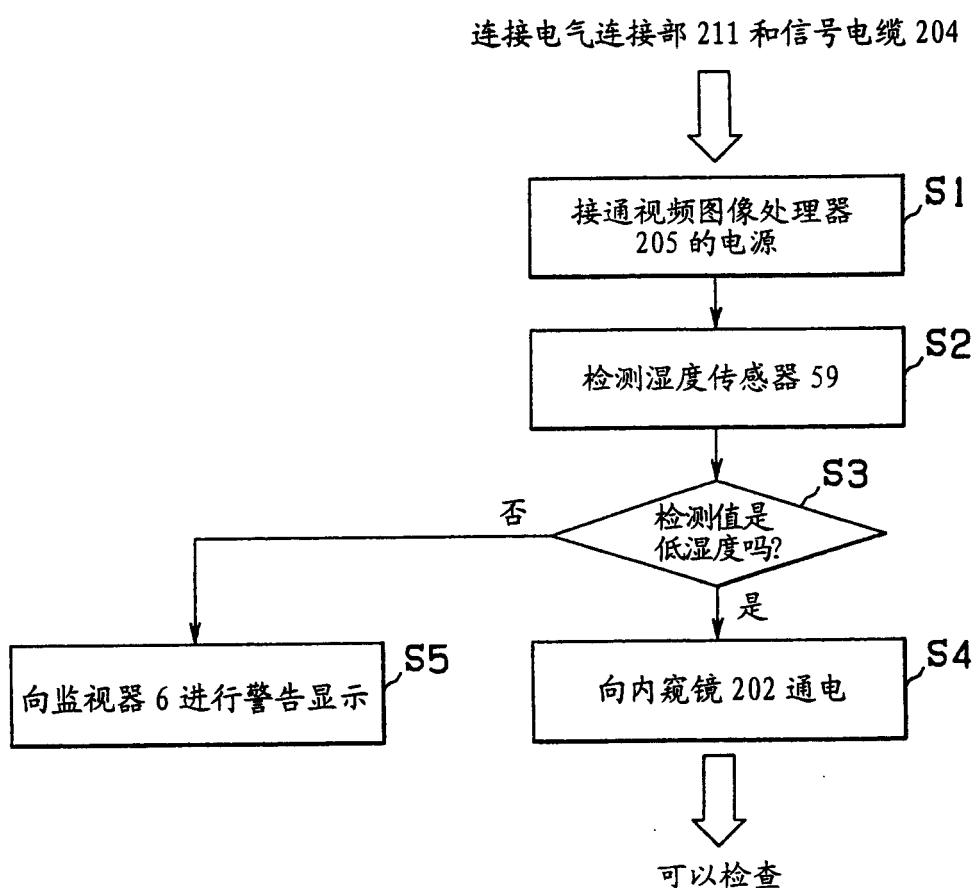


图 16

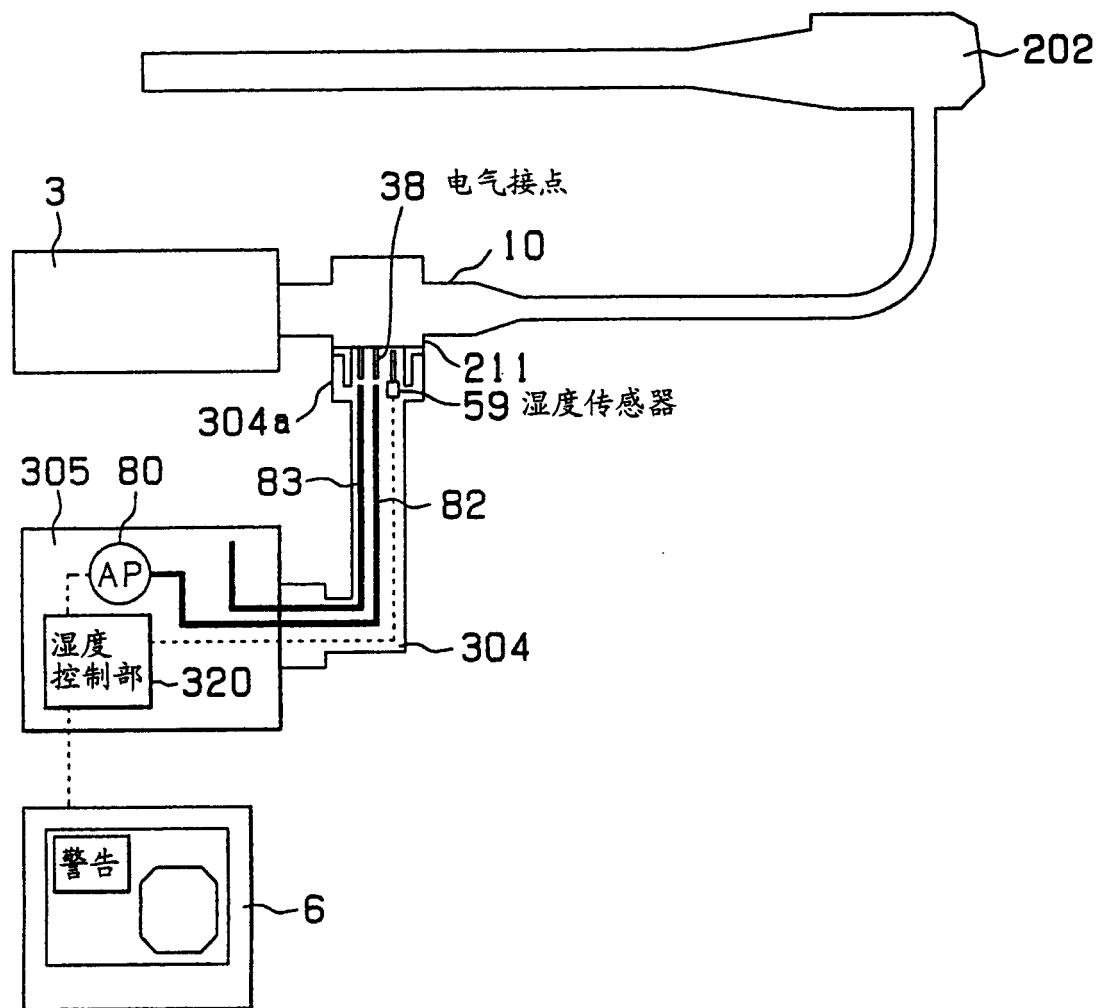


图 17

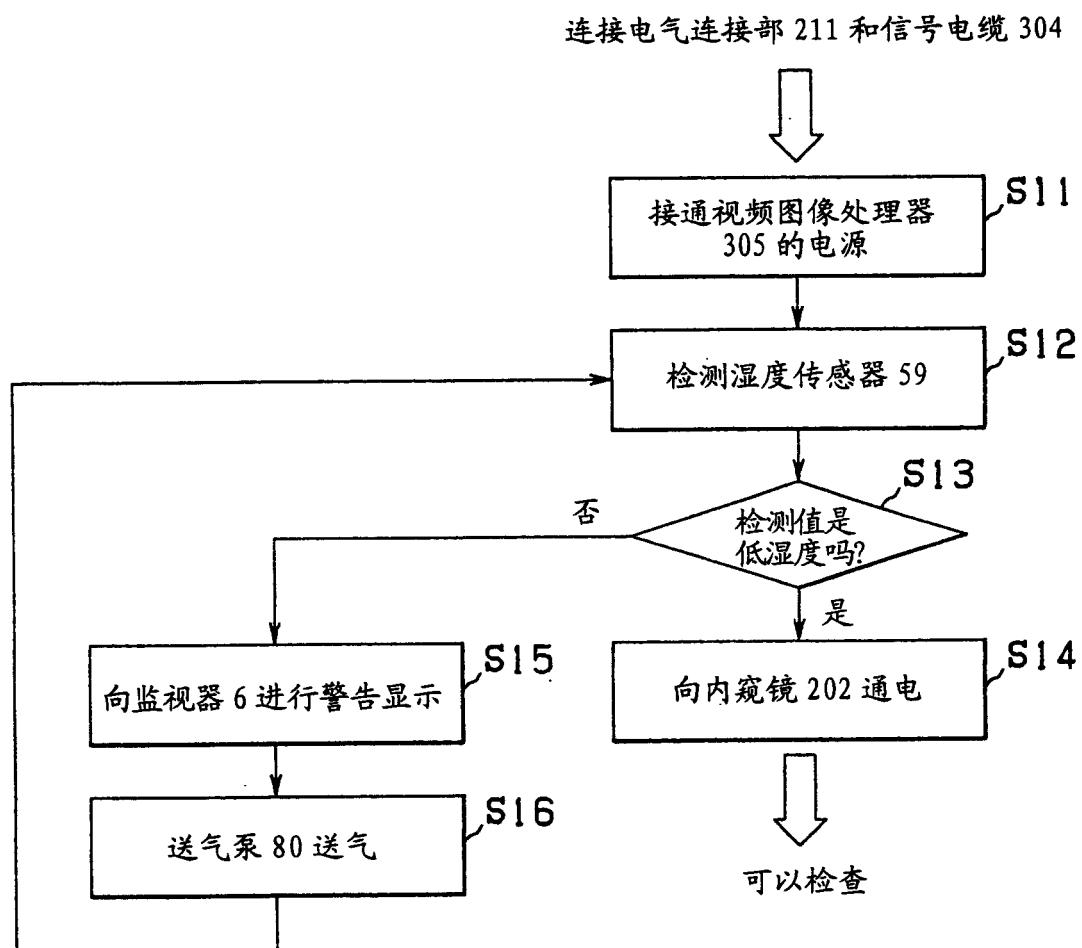


图 18

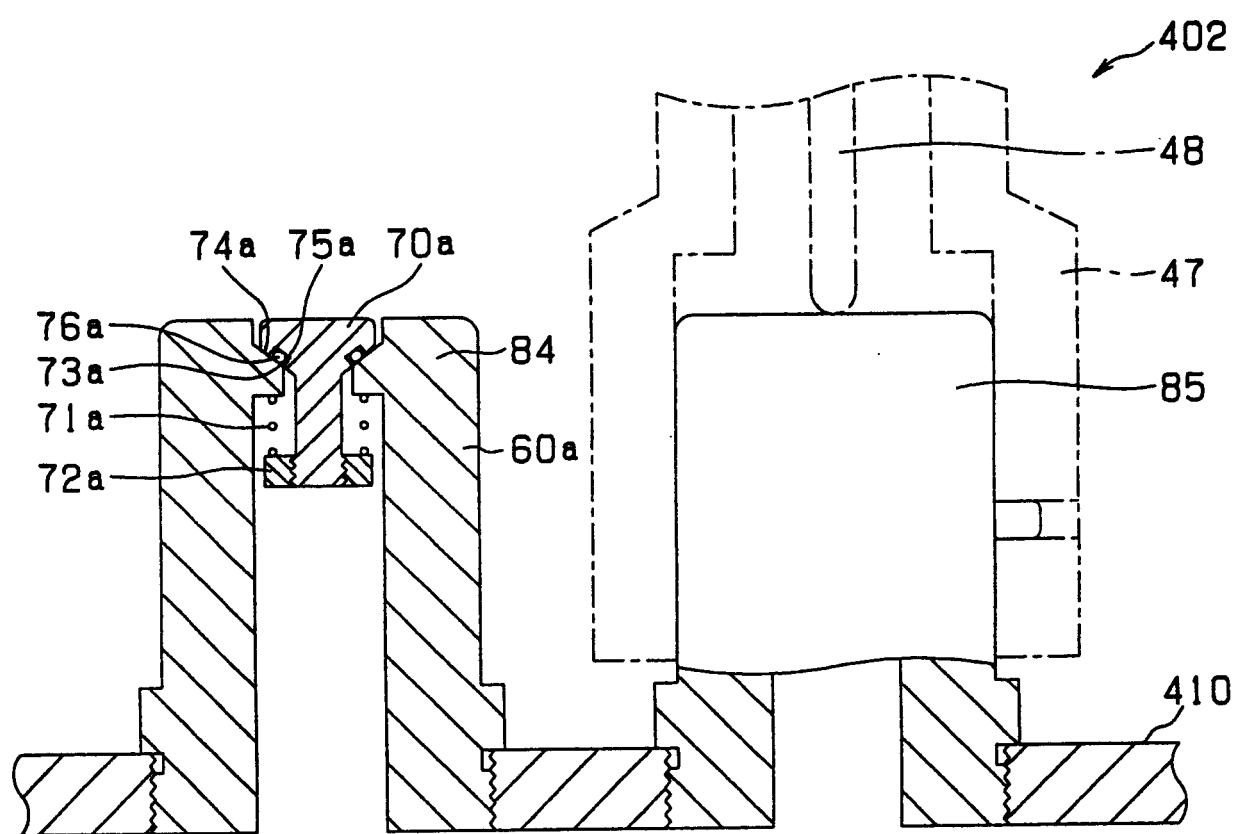


图 19

专利名称(译)	医疗器具用高压蒸气灭菌系统、灭菌装置及灭菌方法		
公开(公告)号	CN1599628A	公开(公告)日	2005-03-23
申请号	CN02824402.8	申请日	2002-12-05
[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	石引康太		
发明人	石引康太		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/12 A61L2/07 A61L2/06		
CPC分类号	A61B1/00057 A61L2/07 A61B1/00124 A61B1/00068 A61B1/125 A61B1/00128		
代理人(译)	李辉		
优先权	2001374703 2001-12-07 JP		
其他公开文献	CN100387306C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种医疗器具用高压蒸气灭菌系统、灭菌装置及灭菌方法。高压蒸气灭菌装置(41)具有：收容医疗器具例如内窥镜的收容室(42)；蒸气供给装置(43)；真空泵(44)和控制部(45)。蒸气供给装置向收容室内供给蒸气，真空泵将收容室的内部减压，控制部控制蒸气供给装置和真空泵。高压蒸气灭菌装置执行包括将收容室的内部减压的工序的第一减压工序，在第一减压工序之后将所述收容室内部加压的高压蒸气灭菌工序，包括在高压蒸气灭菌工序之后将所述收容室内部减压的工序的第二减压工序，从而对收容在收容室内的医疗器具进行高压灭菌，即使在进行高压蒸气灭菌时，也能防止因潮气造成的医疗器具的内部部件的劣化。

