



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103987306 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201280059743. 5

A61M 1/00(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 11. 29

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2011-270259 2011. 12. 09 JP

US 5468248 A, 1995. 11. 21,

WO 2008/010905 A2, 2008. 01. 24,

US 2005/0273129 A1, 2005. 12. 08,

US 4991578 A, 1991. 02. 12,

WO 2004/049971 A2, 2004. 06. 17,

US 2004/0064138 A1, 2004. 04. 01,

CN 1360510 A, 2002. 07. 24,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/081579 2012. 11. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/084968 EN 2013. 06. 13

审查员 喻赛男

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 福田宏

(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

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/0402(2006. 01)

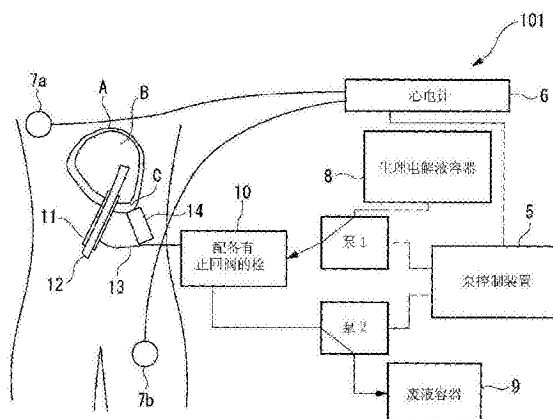
权利要求书1页 说明书9页 附图9页

(54) 发明名称

心包液量控制系统

(57) 摘要

提供一种可以在不会导致心脏压塞的情况下确保内窥镜图像所用的视野良好的心包液量控制系统。采用心包液量控制系统(101),其包括:护套(11),其插入心包(C)内;泵(1和2),用于相对于所述护套进行液体的供给和排出;心电图用电极(7a和7b),用于检测心电信息;以及泵控制装置(5),用于与所述心电图用电极(7a和7b)所检测到的心电信息同步地控制所述泵(1和2),以使得在心脏(B)的收缩期间经由所述护套(11)向所述心包(C)供给液体,并且在心脏(B)的扩张期间经由所述护套(11)从所述心包(C)排出液体。



1. 一种心包液量控制系统,包括:
管路,其插入心包内;
泵,用于相对于所述管路进行液体的供给和排出;
心电信息检测部,用于检测心电信息;以及
控制部,用于与所述心电信息检测部所检测到的心电信息同步地控制所述泵,以使得在心脏的收缩期间经由所述管路向所述心包供给液体,并且在心脏的扩张期间经由所述管路从所述心包排出液体。
2. 根据权利要求1所述的心包液量控制系统,其中,还包括:
流路接合部,用于将向所述心包供给液体所用的供给通路和从所述心包排出液体所用的排出通路合并为一个流路。
3. 根据权利要求1所述的心包液量控制系统,其中,
设置有多个所述泵,以及
向所述心包供给液体所用的供给通路和从所述心包排出液体所用的排出通路连接至不同的所述泵。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的心包液量控制系统,其中,还包括:
心电图生成部,用于根据所述心电信息检测部所检测到的心电信息来生成心电图;以及
R波检测部,用于根据所述心电图生成部所生成的心电图来检测R波,
其中,在自所述R波检测部检测到所述R波的时刻起经过了预定时间段之后,所述控制部使所述泵进行动作。
5. 根据权利要求1至3中任一项所述的心包液量控制系统,其中,所述控制部使所述泵进行动作,以使得供给至所述心包的液体量和从所述心包排出的液体量变得大致相等。
6. 根据权利要求1至3中任一项所述的心包液量控制系统,其中,所述控制部控制所述泵,以使得在开始向所述心包供给液体时送液速度逐渐增大、并且在结束向所述心包供给液体之前送液速度逐渐减小。
7. 根据权利要求1至3中任一项所述的心包液量控制系统,其中,所述控制部控制所述泵,以使得在开始从所述心包排出液体时送液速度逐渐增大、并且在结束从所述心包排出液体之前送液速度逐渐减小。
8. 根据权利要求6所述的心包液量控制系统,其中,所述控制部控制所述泵,以使得所述泵的送液速度的变化量变得恒定。
9. 根据权利要求7所述的心包液量控制系统,其中,所述控制部控制所述泵,以使得所述泵的送液速度的变化量变得恒定。

心包液量控制系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于控制心包内的液体量的心包液量控制系统。

背景技术

[0002] 在相关技术中,已知有如下技术:在将诸如内窥镜等的装置插入心包内、并且在心包内进行内窥镜检查或使用仪器的治疗的情况下,将诸如二氧化碳等的气体注入心包内,从而确保内窥镜图像所用的足够视野(例如,参见专利文献1)。

[0003] 现有文献列表

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:美国专利申请公开第2005/0273129号说明书

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,如专利文献1所公开的技术那样,利用气体填充心包导致以下问题:

[0008] (1) 由于心外膜干燥而导致组织受损;

[0009] (2) 来自配置于体表或食管壁的超声波探测器的超声波被气体层反射,由此妨碍超声波的传播;

[0010] (3) 插入心包内的电极导管的电极因周围气体而绝缘,由此妨碍电信号的传输。

[0011] 另一方面,在向心包内注入液体的情况下,存在如下问题:导致了注入心包内的液体妨碍心脏的脉动的所谓的心脏压塞(cardiac tamponade)。

[0012] 本发明是考虑到上述情形而做出的,并且本发明的目的是提供一种可以在不会导致心脏压塞的情况下确保内窥镜图像所用的视野良好的心包液量控制系统。

[0013] 用于解决问题的方案

[0014] 为了实现上述目的,本发明采用以下解决方案。

[0015] 本发明的方面采用一种心包液量控制系统,包括:管路,其插入心包内;泵,用于相对于所述管路进行液体的供给和排出;心电信息检测部,用于检测心电信息;以及控制部,用于与所述心电信息检测部所检测到的心电信息同步地控制所述泵,以使得在心脏的收缩期间经由所述管路向所述心包供给液体,并且在心脏的扩张期间经由所述管路从所述心包排出液体。

[0016] 利用本发明的该方面,在将管路插入心包内的状态下,利用心电信息检测部来检测心电信息,并且与该心电信息同步地利用控制部来控制泵的动作。具体地,对泵进行控制,以使得在心脏的收缩期间经由管路向心包供给液体,并且在心脏的扩张期间经由管路从心包排出液体。

[0017] 通过如上所述与心电信息同步地相对于心包进行液体的注入/排出,可以在使液体保持在心包内的同时,在心脏的扩张期间,通过除去抑制心脏的扩张的心包内的液体来使心脏充分扩张。如此,可以防止保持在心包内的液体妨碍心脏的脉动的所谓的心脏压塞。

[0018] 另外,通过使液体保持在心包内,可以防止心外膜的干燥,并且还可以通过利用液体使心包的内部扩张来确保插入心包内的内窥镜所用的视野充足。另外,还可以利用保持在心包内的液体作为插入心包内的超声波装置所用的声学介质或作为插入心包内的消融装置所用的冷却介质。此外,由于心包内的液体的浮力,因而可以利用较小的力来使心脏在心包内浮起,由此可以更容易地到达心脏的后壁。

[0019] 上述发明还可以设置有流路接合部,所述流路接合部用于将向所述心包供给液体所用的供给通路和从所述心包排出液体所用的排出通路合并为一个流路。

[0020] 通过设置这种流路接合部,用于向心包内供给液体的供给通路和用于从心包排出液体的排出通路可以共同连接至体外的管路。如此,可以通过减少送液路径(例如,管)的数量来简化用于向心包内供给液体的操作。

[0021] 在上述发明中,可以设置有多个所述泵,以及向所述心包供给液体所用的供给通路和从所述心包排出液体所用的排出通路可以连接至不同的所述泵。

[0022] 通过采用这种结构,可以将用于向心包内供给液体的供给通路和用于从心包排出液体的排出通路设置为单独的路径。如此,可以通过从供给通道向心包供给新鲜液体来维持心包内的液体的高透明度,并且可以利用内窥镜等来获得心包的内部的清晰图像。

[0023] 上述发明还可以设置有:心电图生成部,用于根据所述心电信息检测部所检测到的心电信息来生成心电图;以及R波检测部,用于根据所述心电图生成部所生成的心电图来检测R波,其中,在自所述R波检测部检测到所述R波的时刻起经过了预定时间段之后,所述控制部使所述泵进行动作。

[0024] 通过采用这种结构,可以通过利用R波检测部从心电图检测R波来正确地掌握心脏的收缩和扩张的时间段,并且可以通过根据该定时使泵进行动作来相对于心包进行液体的注入和排出。如此,可以可靠地防止心脏压塞。

[0025] 在上述发明中,所述控制部可以使所述泵进行动作,以使得供给至所述心包的液体量和从所述心包排出的液体量变得大致相等。

[0026] 如此,可以使心包的内部保持处于大致恒定的压力,并且可以减轻由于心包内的液体的压力波动而对心脏和心包膜造成的损伤。另外,由于在心搏之间心包内的液体量无增减,因此可以长时间稳定地控制心包内的液体量。

[0027] 在上述发明中,所述控制部可以控制所述泵,以使得在开始向所述心包供给液体时送液速度逐渐增大、并且在结束向所述心包供给液体之前送液速度逐渐减小。

[0028] 如此,在启动泵的动作和停止泵的动作时、特别是在供液和排液之间进行切换的情况下,可以减小供液阻力,由此可以进行正确的供液控制。

[0029] 在上述发明中,所述控制部可以控制所述泵,以使得在开始从所述心包排出液体时送液速度逐渐增大、并且在结束从所述心包排出液体之前送液速度逐渐减小。

[0030] 如此,在启动泵的动作和停止泵的动作时、特别是在供液和排液之间进行切换的情况下,可以减小排液阻力,由此可以进行正确的排液控制。

[0031] 在上述方法中,所述控制部可以控制所述泵,以使得所述泵的送液速度的变化量变得恒定。

[0032] 如此,可以消除在送液速度急剧改变的情况下送液阻力的增加,从而使得可以减轻施加于泵的负担并且还可以进行稳定的送液控制。

[0033] 发明的效果

[0034] 本发明提供了可以在不会导致心脏压塞的情况下确保内窥镜图像所用的视野良好的优点。

附图说明

[0035] 图 1 是概述示出根据本发明的第一实施例的心包液量控制系统的结构的图。

[0036] 图 2 是图 1 中的配备有止回阀的栓 (check-valve-equipped cock) 的放大图。

[0037] 图 3 是示出心脏的收缩状态和扩张状态的图。

[0038] 图 4 是示出图 1 中的各组件之间的信号的流的框图。

[0039] 图 5 是图 1 中的泵控制装置的功能框图。

[0040] 图 6 是示出图 1 中的心包液量控制系统的操作的时序图。

[0041] 图 7 是概述示出根据本发明的第二实施例的心包液量控制系统的结构的图。

[0042] 图 8 是概述示出根据本发明的第三实施例的心包液量控制系统的结构的图。

[0043] 图 9 是图 8 中的连接器的放大图。

[0044] 图 10 是图 8 中的内窥镜的前端的部分放大图。

[0045] 图 11 是示出图 8 中的心包液量控制系统的操作的时序图。

具体实施方式

[0046] 第一实施例

[0047] 以下将参考附图来说明根据本发明的第一实施例的心包液量控制系统 101。

[0048] 如图 1 所示,本实施例中的心包液量控制系统 101 配备有:泵 1 和 2,用于输送特定量的液体;泵控制装置(控制部)5,用于控制这些泵 1 和 2;心电图(心电图生成部)6,用于将心电图发送至泵控制装置 5;心电图用电极(心电信息检测部)7a 和 7b,其贴附至体表,用于测量心电图;生理电解液容器 8,其内保持有生理盐水;废液容器 9,其内储存有从心包 C 排出的液体;以及配备有止回阀的栓(流路接合部)10,用于使来自泵 1 和 2 的送液路径合并为一个路径。

[0049] 如后面所述,附图标记 14 表示超声波探测器,其中该超声波探测器 14 用于通过从体表向心脏 B 内发射超声波来获取超声波图像。

[0050] 使体外与心包 C 的内部相连接的送液路径 13 是管,并且送液路径 13 的一端连接至从剑状突起下方插入的护套(管路)11 的内部空间和插入护套 11 内的装置(在这种情况下为内窥镜 12)之间的间隙。另外,使体外与心包 C 的内部相连接的送液路径 13 的另一端连接至配备有止回阀的栓 10。

[0051] 优选地,护套 11 是例如 St. Jude Medical Co.Ltd. 所制造的 Agilis 可转向护套 11 那样的、配备有转向机构的护套 11,并且与一般的护套 11 相同,该护套 11 的贯通心包 C 内的路径(空间)的端部配备有三方活栓(three-way stop cock)(未示出)。

[0052] 诸如图 2 所示等的配备有止回阀的(分支)栓 10 连接至护套 11 的三方活栓。配备有止回阀的栓 10 使来自护套 11 的一个流路分支;分支后的流路其中之一配备有仅容许向着护套 11 侧注入的流的止回阀 15a,并且另一流路配备有仅容许来自护套 11 侧的流的止回阀 15b。

[0053] 在图 2 所示的示例中, 尽管流路分支成三个、并且在该示例中剩余一个流路配备有在紧急情况下释放的紧急阀 16, 但也可以利用护套 11 的三方活栓来替换紧急阀 16。

[0054] 另外, 尽管止回阀 15a 和 15b 是为了防止来自废液容器 9 的逆流的目的所设置的, 但在采用诸如蠕动泵等的不太可能发生逆流的一类泵作为泵 1 和 2 的情况下, 无需设置这两者。

[0055] 心电图用电极 7a 和 7b 是贴附至体表以测量心电图 (心电信息) 的电极, 并且将所测量到的心电信息输出至心电计 6。

[0056] 心电计 6 根据心电图用电极 7a 和 7b 所测量到的心电信息来生成心电图, 并且将该心电图输出至泵控制装置 5。

[0057] 生理电解液容器 8 是保持生理盐水的容器。生理电解液容器 8 连接至泵 1, 并且通过使泵 1 进行动作, 将生理电解液容器 8 中所保持的生理盐水经由配备有止回阀的栓 10 和送液路径 13 注入心包 C 内。

[0058] 要注入作为心包膜 A 和心脏 B 之间的空间的心包 C 内的液体优选是诸如生理盐水和林格氏溶液 (Ringer's solution) 等的生理电解液, 并且将通过使用作为生理电解液的生理盐水来说明本实施例。

[0059] 废液容器 9 是储存从心包 C 排出的液体的容器。废液容器 9 连接至泵 2, 并且通过使泵 2 进行动作, 使保持在心包 C 内的生理盐水经由配备有止回阀的栓 10 和送液路径 13 从心包 C 排出, 并且传送至废液容器 9。

[0060] 如图 4 所示, 泵控制装置 5 与心电计 6 所生成的心电图 (心电图用电极 7a 和 7b 所测量到的心电信息) 同步地控制泵 1 和 2。具体地, 泵控制装置 5 在心脏 B 收缩时使泵 1 进行动作, 以将生理盐水经由送液路径 13 供给至心包 C。另一方面, 泵控制装置 5 在心脏 B 扩张时使泵 2 进行动作, 以将液体经由送液路径 13 从心包 C 排出。

[0061] 如图 5 所示, 作为泵控制装置 5 的功能, 控制装置 5 配备有: R 波检测部 21, 用于接收来自心电计 6 的信号, 并且检测来自心电图的 R 波; 以及动作信号生成部 22, 用于在自 R 波检测的时刻起经过了预定时间段之后, 将注入动作信号和吸引动作信号输出至泵 1 和 2, 其中该注入动作信号用于将液体从生理电解液容器 8 注入心包 C 内, 以及该吸引动作信号用于从心包 C 将液体吸引至废液容器 9 内。

[0062] 这里, 心脏压塞是由于因如下情况造成的心输出量下降所引起的: 在心包 C 内所保持的液体量过大的情况下, 由于在心脏舒张期心包 C 内的液体妨碍心室的扩张而导致心室扩张不充分, 由此进入心脏收缩期。换句话说, 如果对心包 C 内的液体量进行控制、以使得在心脏舒张末期心室可以充分扩张, 则可以减少心脏压塞的发生。

[0063] 因此, 利用根据本实施例的心包液量控制系统 101, 如图 3 所示, 与心电图同步地, 在心脏收缩期向心包 C 内注入液体, 并且在心脏舒张期从心包 C 吸引液体。

[0064] 如此, 由于可以使心脏舒张末期心包 C 内的液体量减少至在心脏舒张末期能够使心脏 B 充分扩张的量, 因此可以在不会导致心脏压塞的情况下将液体保持在心包 C 内。另外, 通过在心包 C 内保持液体, 可以防止心外膜的干燥, 并且还可以通过使心包 C 的内部扩张来确保插入心包 C 内的内窥镜所用的视野充足。此外, 可以同时经由体表和食管壁的超声波观察以及基于插入心包 C 内的内窥镜 12 的电阻抗的电极位置检测等。

[0065] 另外, 不仅可以利用保持在心包 C 内的液体作为插入心包 C 内的超声波内窥镜 12

所用的声学介质或插入心包 C 内的消融内窥镜 12 所用的冷却介质,而且由于心包 C 内的液体的浮力因此还可以利用较小的力来使心脏 B 在心包 C 内浮起,由此可以更容易到达心脏 B 的后壁。

[0066] 以下将说明使用根据本实施例的心包液量控制系统 101 的方法。

[0067] 首先,通过使用 Sosa 等人的方法(参考文献:Sosa E. 等人, Nonsurgical transthoracic epicardial catheter ablation to treat recurrent ventricular tachycardia occurring late after myocardial infarction. J. Am. Coll. Cardiol. 2000. 35:1442-1449.),在护套 11(例如, St. Jude Medical Co.Ltd. 所制造的 Agilis 可转向护套 11)的内部充满生理盐水的状态下,使护套 11 从剑状突起的下方置留在心包 C 内。

[0068] 接着,为了确保利用内窥镜 12 对心脏 B 进行表面观察所用的视野充足,在监视患者的血流动态的同时使泵 1 进行动作,以将生理电解液从生理电解液容器 8 经由配备有止回阀的栓 10 以及内窥镜 12 和护套 11 之间的间隙注入心包 C 内。

[0069] 此时,通过在连接有来自心电计 6 的信号线的泵控制装置 5 处开始控制后面所述的生理电解液量,在心室收缩期利用泵 1 将生理电解液注入心包 C 内。另外,使泵 2 进行动作从而与后续的心室舒张期相对应,因而将导致血流动态被破坏的心包 C 内的过量液体从心包 C 排出至废液容器 9。

[0070] 图 6 示出泵控制装置 5 所进行的生理电解液量的控制(针对用于注入和排出生理电解液的泵 1 和 2 的控制)的示例。

[0071] 在用于捕获来自心电图的 R 波的触发条件下生成触发信号,并且在从该触发信号的上升沿起经过了特定时间段(Δt_1)之后,将用于使向心包 C 内注入生理电解液的泵 1 工作特定时间段 Δt_2 的信号输出至泵 1。

[0072] 另外,在从针对泵 1 的动作信号断开起经过了时间间隔 Δt_3 之后,将用于使从心包 C 排出生理电解液的泵 2 工作特定时间段 Δt_4 的信号输出至泵 2。

[0073] 这里,需要选择各动作时间,从而满足以下关系:

[0074] $RR \text{ 间隔 } (\Delta t_{RR}) > \Delta t_1 + \Delta t_2 + \Delta t_3 + \Delta t_4$ 。

[0075] 利用根据本实施例的心包液量控制系统 101,即使 RR 间隔(心脏搏动间隔)在满足上述关系的范围内波动,也可以稳定地控制心包 C 内的液体量。因此,通过按以下方式确定从输出一个触发信号起直到输出下一触发信号为止的非响应时间 Δt_i ,可以减少由于噪声所引起的触发信号输出,并且可以稳定地控制生理盐水量:

[0076] $\Delta t_1 + \Delta t_2 + \Delta t_3 + \Delta t_4 < \Delta t_i < \Delta t_{RR}$ 。

[0077] 随后,进行控制,以使得利用泵 1 在时间 Δt_2 内从生理电解液容器 8 注入的生理盐水量和利用泵 2 在时间 Δt_4 内排出至废液容器的液体量变得相等。尽管这里说明了通过使供液速度和排液速度相等来将 Δt_2 设置为等于 Δt_4 的情况作为示例,但当然,不限于此,并且可以调节供液/排液速度和供液/排液时间,以使得供液量和排液量变得相等。

[0078] 如上所述,利用根据本实施例的心包液量控制系统 101,通过在心脏收缩期增加心包 C 内的液量,可以在心包 C 内确保进行利用内窥镜 12 的观察或利用仪器的治疗的充足空间,还可以消除插入心包 C 内的内窥镜 12 的透镜的雾化,由此可以改善内窥镜图像。在这种情况下,通过在心脏舒张期减少心包 C 内的液量,可以减轻心包 C 内的液体对心室舒张产

生的影响,使得不会造成心脏压塞。

[0079] 另外,可以减轻由于心外膜的干燥而对心脏 B 的表面造成的损伤,同时可以通过利用超声波探测器 14 从体表向心脏 B 内发射超声波来获取超声波图像。

[0080] 尽管在图 1 所示的示例中例示了将超声波探测器 14 放置在体表上的情况,但利用根据本实施例的心包液量控制系统 101,存在以下优点:同样利用经食管探测器或插入心包 C 内的超声波探测器,可以在不需要声学介质所用的特殊保持机构的情况下显示超声波图像。

[0081] 此外,由于通过在心包 C 内保持诸如生理盐水等的生理电解液使得浮力作用于心脏 B,因此与在心包 C 内保持有诸如二氧化碳等的气体的情况相比,即使利用较弱的力也可以使心脏 B 移动至心包 C 内的适当位置处。特别地,在通过将内窥镜 12 插入心脏 B 的后壁来进行治疗的情况下,可以通过使心脏 B 浮起来容易地确保足够的作业空间。另外,心包 C 内的液体可以用作用于通过利用液体的浮力来操作内窥镜 12 的介质。

[0082] 第二实施例

[0083] 将参考图 7 来说明根据第二实施例的心包液量控制系统 102。在下文,针对根据各实施例的心包液量控制系统,向与根据上述实施例的心包液量控制系统的共通特征指派相同的附图标记,从而省略针对这些共通特征的说明,并且将主要说明与根据上述实施例的心包液量控制系统的不同之处。

[0084] 图 7 是概述示出根据本实施例的心包液量控制系统 102 的结构的图。

[0085] 根据本实施例的心包液量控制系统 102 与根据第一实施例的心包液量控制系统 101 的不同之处在于:向着心包 C 内的生理盐水所用的注入通路和来自心包 C 的生理盐水所用的吸引通路是彼此独立设置的。

[0086] 护套 11 的三方活栓连接至通过吸引将心包 C 内的液体排出至废液容器 9 的泵 2,并且向心包 C 内注入生理盐水的泵 1 连接至作为内窥镜 12 的前端处的开口所设置的未示出的内窥镜贯通孔(通道),从而与插入护套 11 内的内窥镜 12 的内部相连通。

[0087] 利用根据本实施例的心包液量控制系统 102,由于向内窥镜 12 的前端附近供给新鲜的生理盐水,因此除了与第一实施例相同的效果以外,还可以维持心包 C 内的生理盐水的高透明度并且可以利用内窥镜 12 来获取清晰图像。

[0088] 第三实施例

[0089] 将参考图 8 ~ 11 来说明根据第三实施例的心包液量控制系统 103。

[0090] 图 8 是概述示出根据本实施例的心包液量控制系统 103 的结构的图。

[0091] 在本实施例中,将说明在根据上述实施例的心包液量控制系统 101 中采用基于电阻抗的内窥镜 12 所用的位置检测系统的示例。这里,将说明如下情况作为示例:例如,采用 St. Jude Medical Co. Ltd. 所制造的 EnSite NavX 系统的位置检测功能作为基于电阻抗的内窥镜位置检测系统。

[0092] 利用 St. Jude Medical Co. Ltd. 所制造的 EnSite NavX 系统,为了在生物体中建立三轴电位梯度,如图 8 所示,向体表的上下、左右和前后分别贴附一对膜片电极 31;通过在各对膜片电极 31 之间生成微弱电流流动来在生物体内形成电位梯度;并且基于插入生物体内的内窥镜 12(12a 和 12b) 中设置的电极所记录的电位来进行位置检测。

[0093] 利用这种基于电阻抗的内窥镜位置检测系统,存在如下问题:在插入心包 C 内的

内窥镜 12 的周围被气体包围的状态下,难以对插入心包 C 内的内窥镜 12 进行位置检测。

[0094] 在本实施例中,将说明如下示例:将电导率接近生物组织的电导率的生理电解液保持在心包 C 内,并且基于电阻抗来进行内窥镜 12 的位置检测。

[0095] 可以使用诸如生理盐水和林格氏溶液等的已知液体作为本实施例中所使用的生理电解液。

[0096] 另外,代替上述实施例中的泵 1 和 2,在本实施例中采用可以在正 / 反方向上进行动作的泵 3。

[0097] 首先,通过使用上述的 Sosa 等人的方法从剑状突起的下方进入心包 C 来将两个护套 11 (例如,St. Jude Medical Co.Ltd. 所制造的 Agilis 可转向护套 11) 置留在心包 C 内,随后将用于观察心包 C 的内部的内窥镜 12a 和诸如消融导管等的内窥镜 12b 经由护套 11 分别插入心包 C 内。

[0098] 利用图 9 所示的连接器 (流路接合部) 30 来将上述两个护套 11 的贯通心包 C 的通路 (空间) 在其端部处在各自的三方活栓 (未示出) 的活栓侧合并成单个送液通路。合并后的送液通路连接至泵 3 和临时储存有生理电解液的生理电解液容器 8。

[0099] 连接器 30 设置有在紧急时开放的阀 33,并且还用于经由该阀 33 利用注射器等向心包 C 内补充生理电解液的通路。

[0100] 通过利用连接器 30 将导向心包 C 内的多个送液通路进行合并,即使在送液阻力针对来自心包 C 的各个送液通路而不同的情况下,由于进行了调整以使得大量的生理电解液流入送液阻力低的送液通路而仅少量的生理电解液流入送液阻力大的送液通路,因此也可以进行高效的送液。

[0101] 如图 10 所示,需要检测心包 C 内的位置的装置 (在这种情况下为内窥镜 12a 和 12b) 设置有诸如电生理检查所用的导管中所设置的环状电极等的一对环状电极 35a 和 35b,从而检测这些位置。

[0102] 将设置有上述环状电极 35a 和 35b 的内窥镜 12a 和 12b 经由护套 11 插入心包 C 内。

[0103] 泵控制装置 5 利用泵 3 来控制生理电解液的注入 / 排出。图 11 示出该控制的示例。

[0104] 在泵控制装置 5 处,在用于捕获心电图的 R 波的触发条件下生成触发信号,并且在从该触发信号的上升沿起经过了特定时间段 (Δt_1) 之后,将用于向心包 C 内注入生理电解液的信号输出至泵 3。此时,如图 11 示出的供液量 / 排液量的曲线图的倾斜部分所示,在时间段 Δt_2 内,在开始注入和结束注入时在改变送液速度的同时输出该信号。随后,与注入的情况相同,在时间段 Δt_3 内,将用于从心包 C 排出生理电解液的信号输出至泵 3,以使得在开始排出和结束排出时在改变排出速度的同时使泵 3 进行动作。

[0105] 这里,需要选择各动作时间从而满足以下关系:

[0106] $RR \text{ 间隔 } (\Delta t_{RR}) > \Delta t_1 + \Delta t_2 + \Delta t_3$ 。

[0107] 利用根据本实施例的心包液量控制系统 103,即使 RR 间隔 (心脏搏动间隔) 在满足上述关系的范围内波动,也可以稳定地控制心包 C 内的生理电解液量。

[0108] 与第一实施例相同,还通过如以下所述确定非响应时间 Δt_i ,可以减少由于噪声所引起的触发信号输出并且可以稳定地控制生理电解液量:

[0109] $\Delta t_1 + \Delta t_2 + \Delta t_3 < \Delta t_i < \Delta t_{R0}$ 。

[0110] 这里,通过进行控制以使得在时间段 Δt_2 内利用泵 3 从生理电解液容器供给的生理电解液量和在时间段 Δt_3 内排出的生理电解液量变得相等,由于在心搏之间心包 C 内的生理电解液量无增减,因此可以长时间稳定地控制心包 C 内的生理电解液量。

[0111] 另外,由于与第一实施例所述的接通-断开控制相比、供液/排液速度逐渐改变,因此在启动和关闭时、特别是在供液和排液之间进行切换的情况下,可以减小供液/排液阻力,由此可以进行正确的供液/排液控制。

[0112] 在如上所述进行心包 C 内的生理电解液量的控制、并且利用泵 3 根据心搏来将要供给的生理电解液量和要排出的生理电解液量控制为相等的状态下,利用注射器等经由图 9 所示的连接器 30 的阀 33 来向心包 C 添加生理电解液。如此,可以在减轻与心脏搏动相关的心包 C 内的生理电解液量的影响的同时,调节心包 C 内的生理电解液的总量。

[0113] 在本实施例中,尽管已经说明了泵控制装置 5 控制心包 C 内的生理电解液量以使得将心搏期间生理电解液的供液量和排液量控制为相等、并且利用从连接器 30 的阀 33 所注入的生理电解液来调节心包 C 内的生理电解液的总量的方法,但也可以如下来进行调节:进行控制,以使得在需要增加心包 C 内的生理电解液的总量的情况下,在心搏期间实现“生理电解液的供液量 > 生理电解液的排液量”,并且在需要减少心包 C 内的生理电解液的总量的情况下,在心搏期间实现“生理电解液的供液量 < 生理电解液的排液量”。

[0114] 另外,尽管在本实施例中说明了通过使用两个护套 11 与插入这两个护套 11 内的各个内窥镜 12a 和 12b 之间的间隙作为通路来控制生理电解液量的示例,但护套 11 的数量不限于两个,并且可以将更多数量的护套 11 合并为一个供液/排液通路,或者在插入护套 11 内的内窥镜 12 配备有送液/排液通路的情况下,也可以合并这些送液/排液通路。

[0115] 此外,尽管图 8 示出将贴附至患者的心电图用电极 7a 和 7b 连接至心电图计并且将测量到的心电图输入至泵控制装置 5 的示例,但也可以使用在用于形成位置检测所用的梯度电位的膜片电极 31 之间所测量到的信号作为心电图的替代。

[0116] 尽管已经参考附图详细说明了本发明的各实施例,但具体结构不限于这些实施例,并且在没有背离本发明的精神的范围内,还包含设计改变。例如,本发明可以用在适当地组合上述各实施例的实施例中。

[0117] 附加项 1

[0118] 一种心包液量控制方法,包括以下步骤:

[0119] 将管路插入心包内并且检测心电信息;以及

[0120] 与所检测到的心电信息同步地在心脏的收缩期间经由所述管路向所述心包供给液体,并且还在心脏的扩张期间经由所述管路从所述心包排出液体。

[0121] 附加项 2

[0122] 根据附加项 1 所述的心包液量控制方法,其中,

[0123] 根据所述心电信息生成心电图,并且还从所述心电图检测 R 波;以及

[0124] 在从检测到所述 R 波起经过了预定时间之后,相对于所述心包进行液体的供给或排出。

[0125] 附加项 3

[0126] 根据附加项 1 所述的心包液量控制方法,其中,相对于所述心包进行液体的供给

或排出,以使得供给至所述心包的液体量和从所述心包排出的液体量变得大致相等。

[0127] 附加项 4

[0128] 根据附加项 1 所述的心包液量控制方法,其中,通过在开始向所述心包供给液体时逐渐增大送液速度、并且通过在结束向所述心包供给液体之前逐渐减小送液速度,来向所述心包供给液体。

[0129] 附加项 5

[0130] 根据附加项 1 所述的心包液量控制方法,其中,通过在开始从所述心包排出液体时逐渐增大送液速度、并且通过在结束从所述心包排出液体之前逐渐减小送液速度,来从所述心包排出液体。

[0131] 附加项 6

[0132] 根据附加项 4 或 5 所述的心包液量控制方法,其中,相对于所述心包进行液体的供给或排出,以使得针对所述心包的送液速度的变化量是恒定的。

[0133] 附图标记说明

[0134] A 心包膜

[0135] B 心脏

[0136] C 心包

[0137] 1, 2, 3 泵

[0138] 5 泵控制装置(控制部)

[0139] 6 心电计(心电图生成部)

[0140] 7a, 7b 心电图用电极(心电信息检测部)

[0141] 8 生理电解液容器

[0142] 9 废液容器

[0143] 10 配备有止回阀的栓(流路接合部)

[0144] 11 护套(管路)

[0145] 12, 12a, 12b 内窥镜

[0146] 13 送液路径

[0147] 14 超声波探测器

[0148] 15a, 15b 止回阀

[0149] 21 R波检测部

[0150] 22 动作信号生成部

[0151] 30 连接器(流路接合部)

[0152] 101, 102, 103, 心包液量控制系统

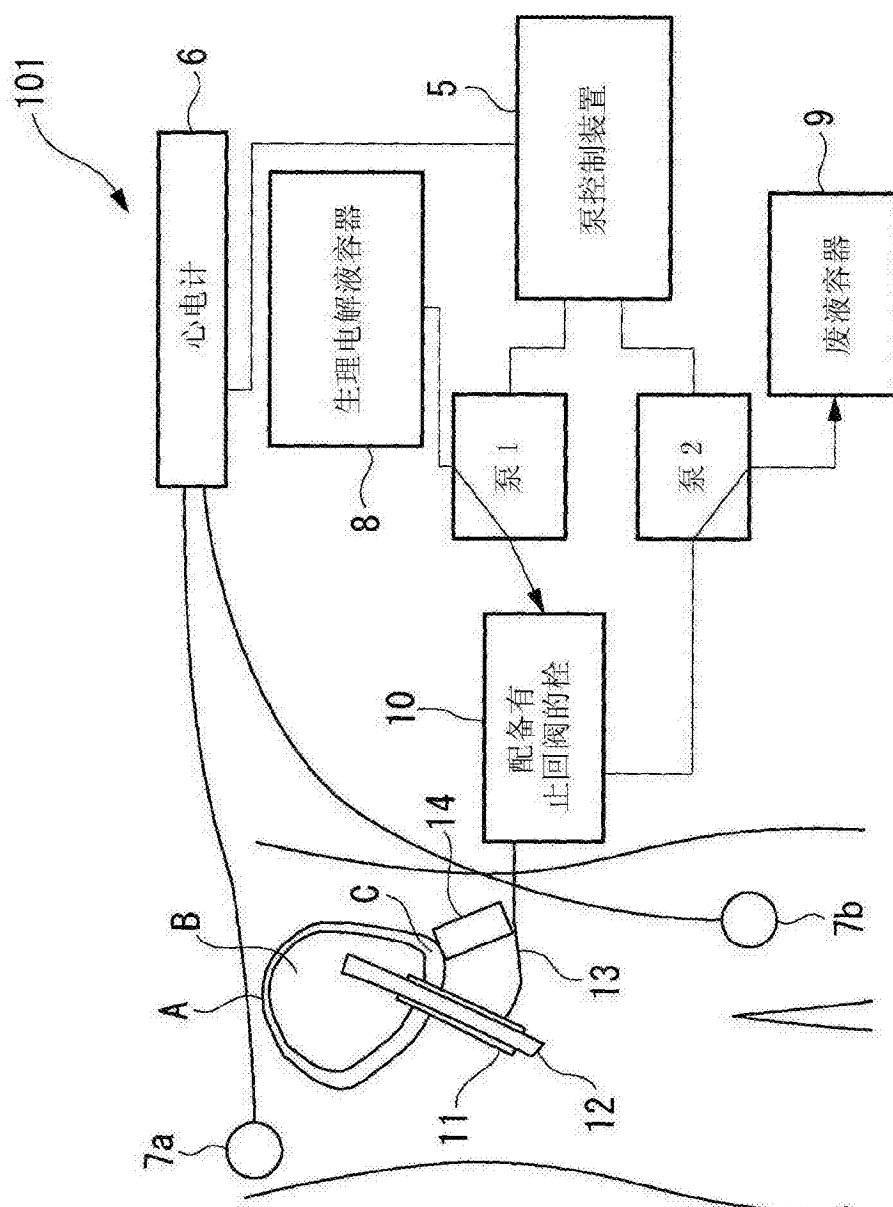


图 1

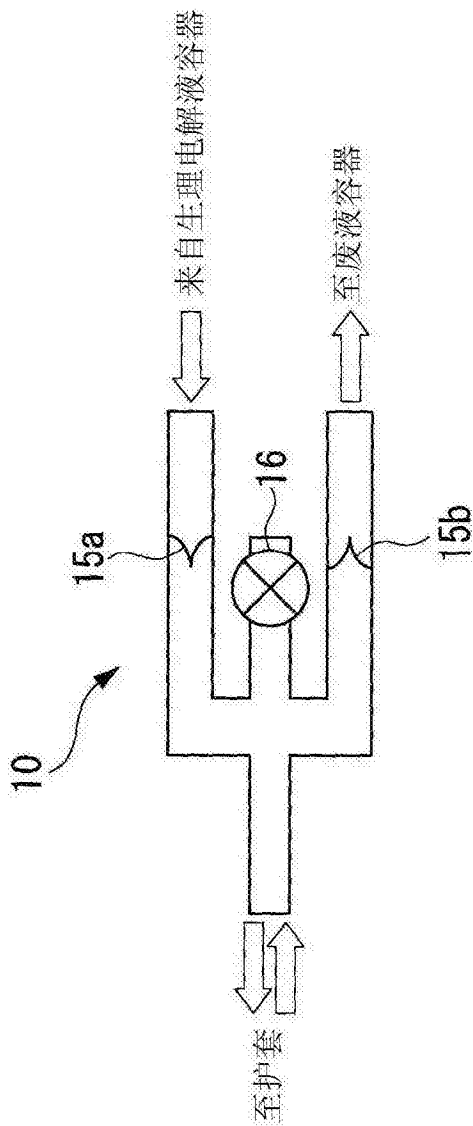


图 2

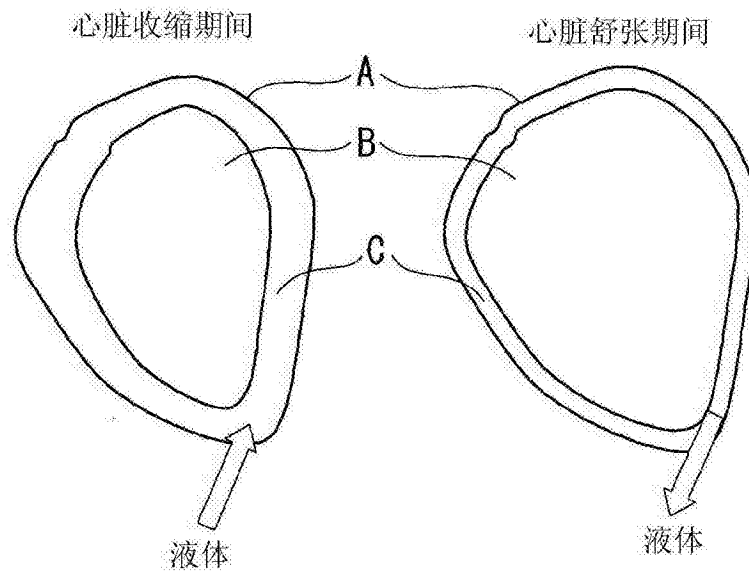


图 3

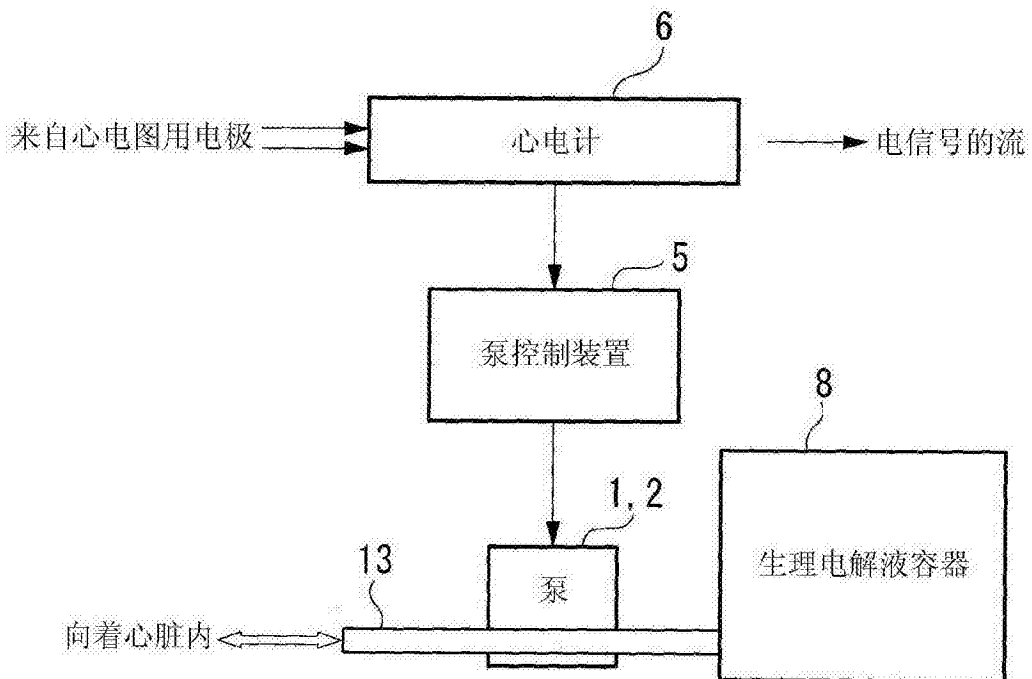


图 4

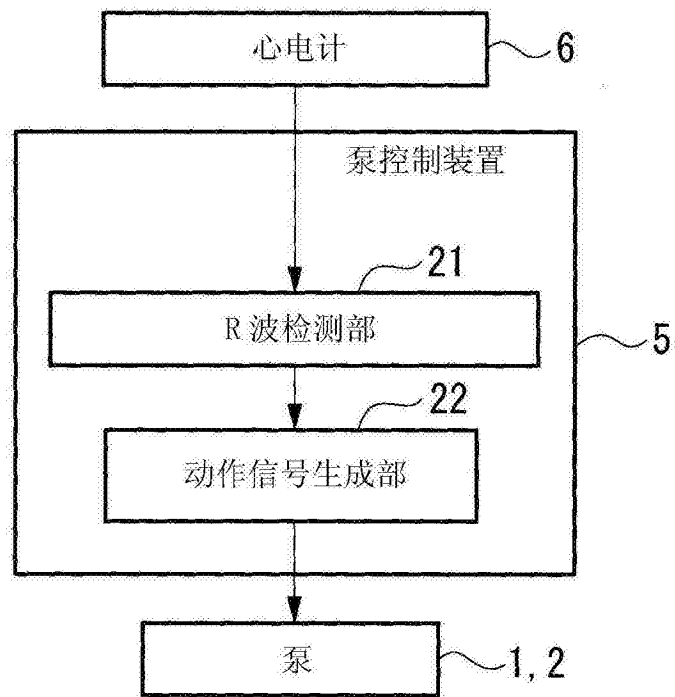


图 5

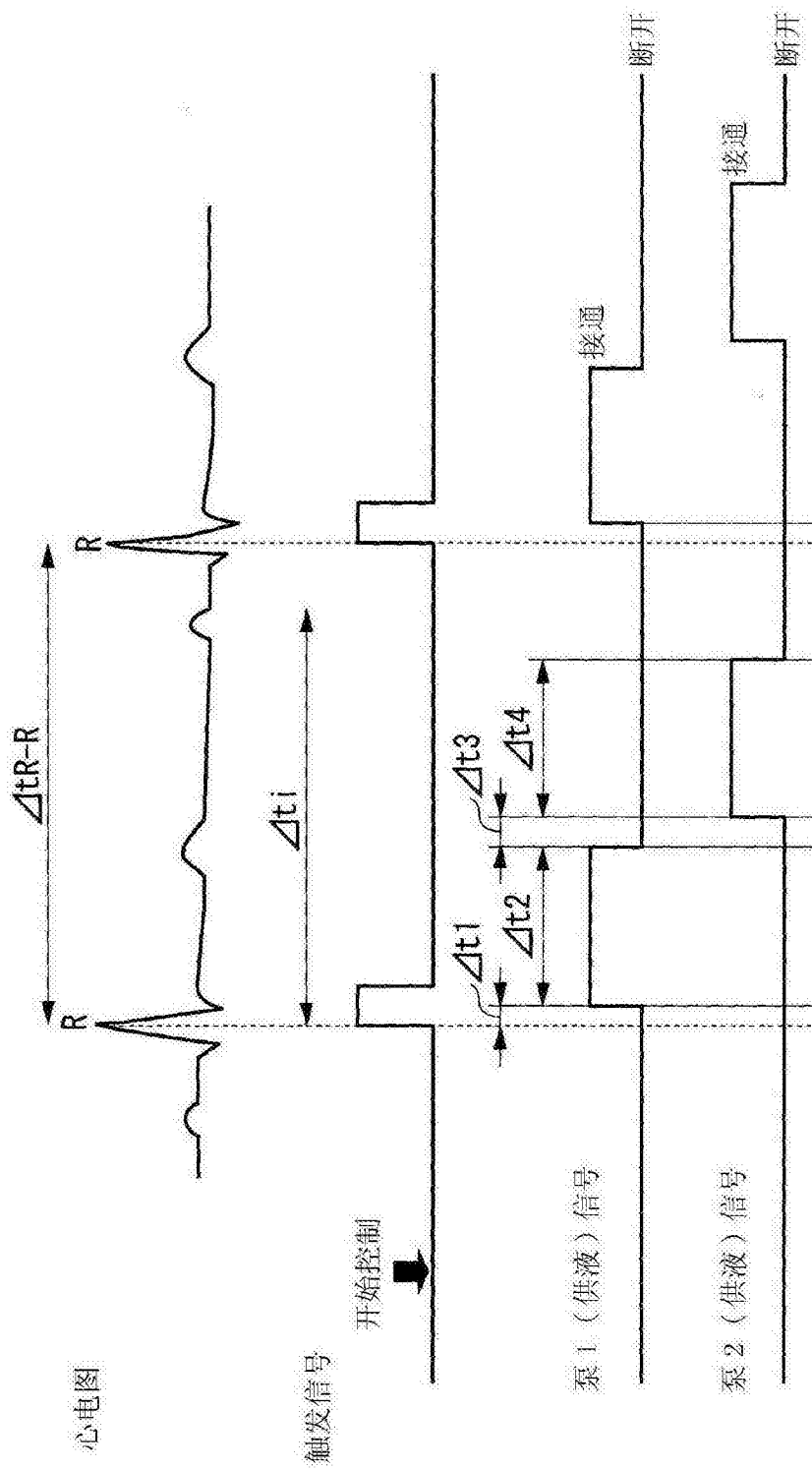


图 6

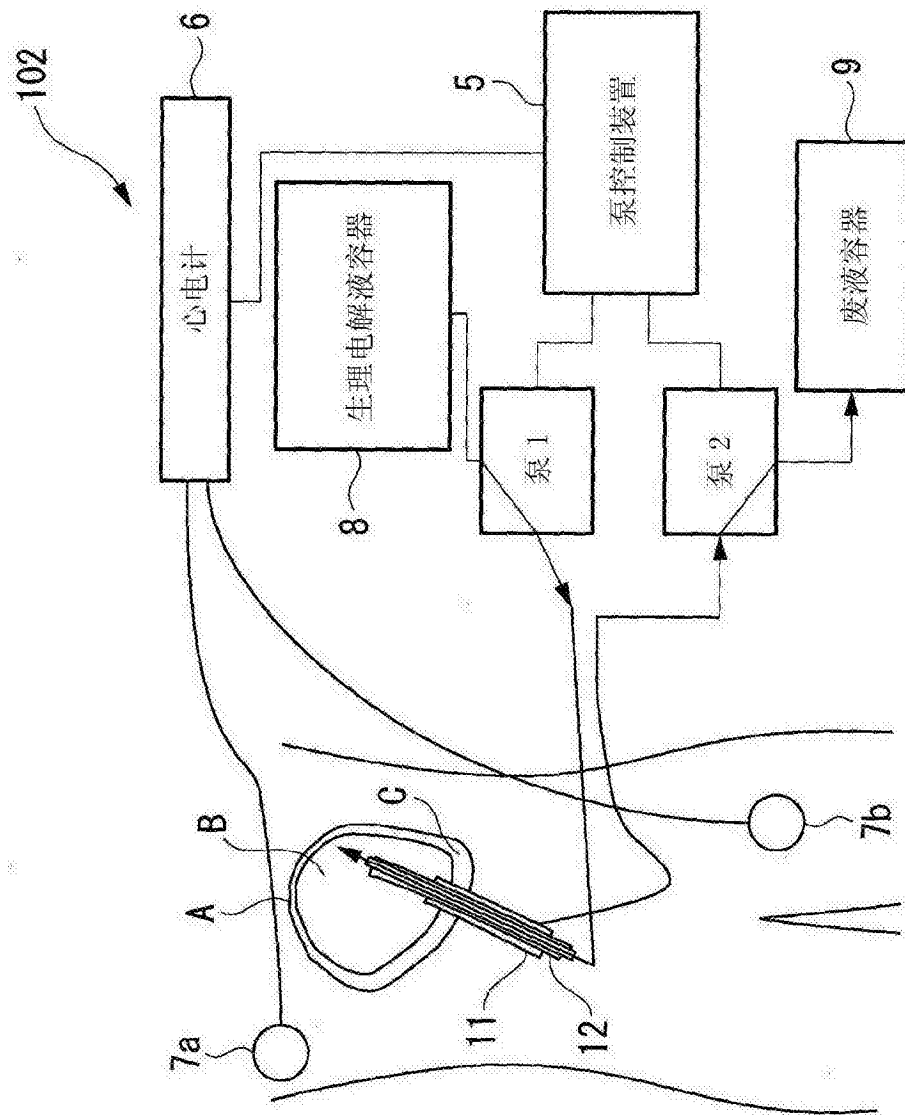


图 7

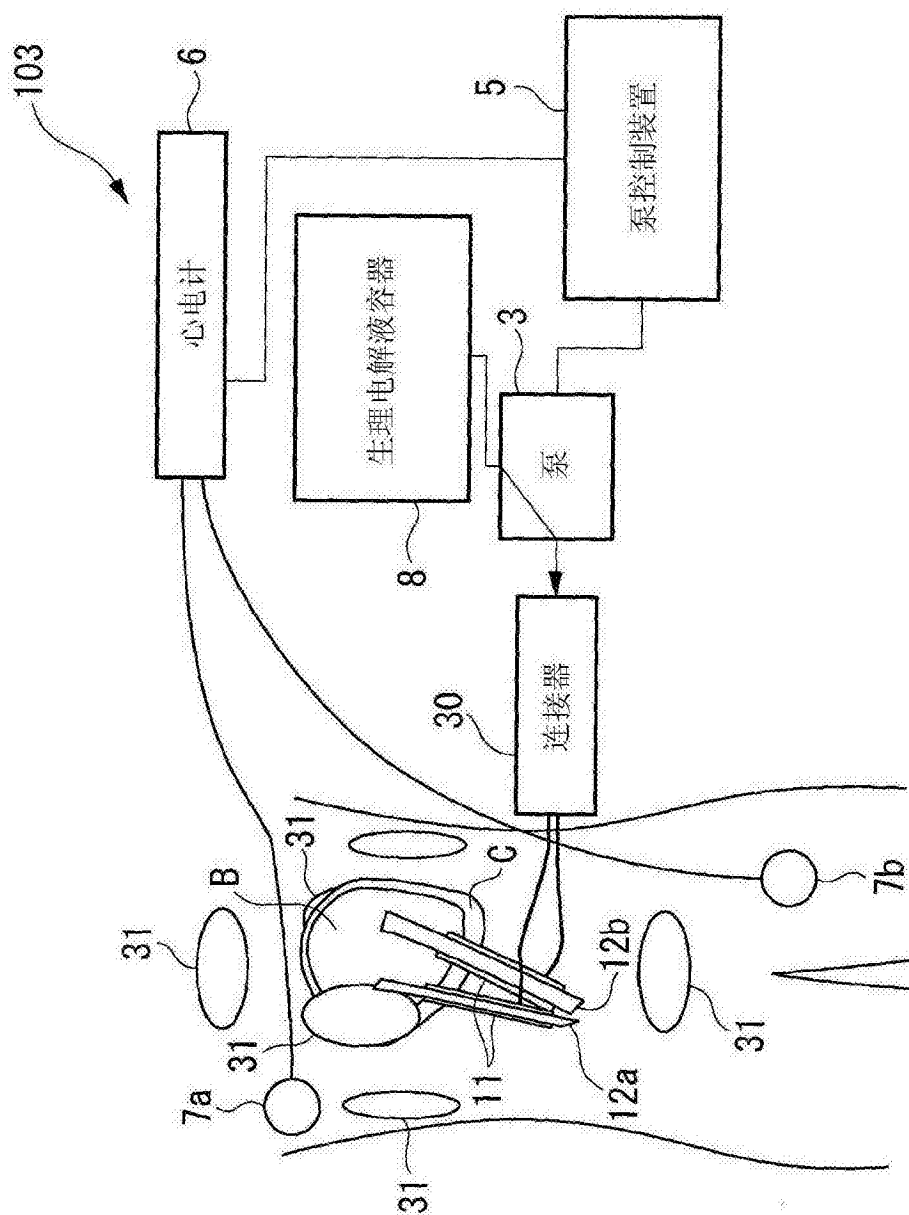


图 8

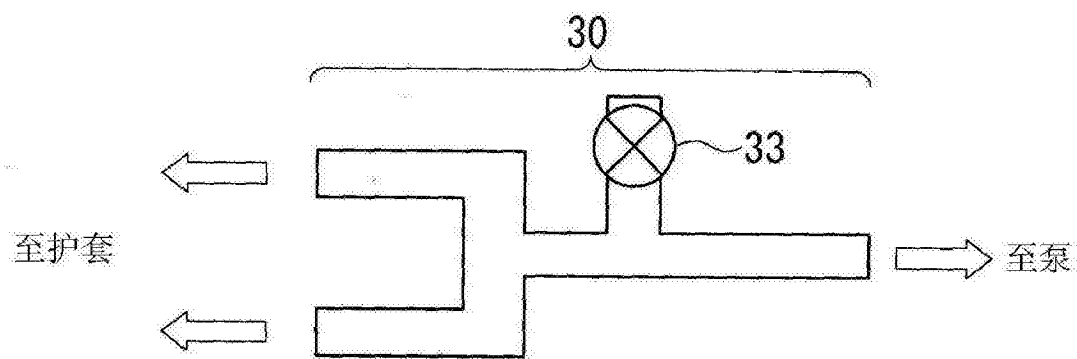


图 9

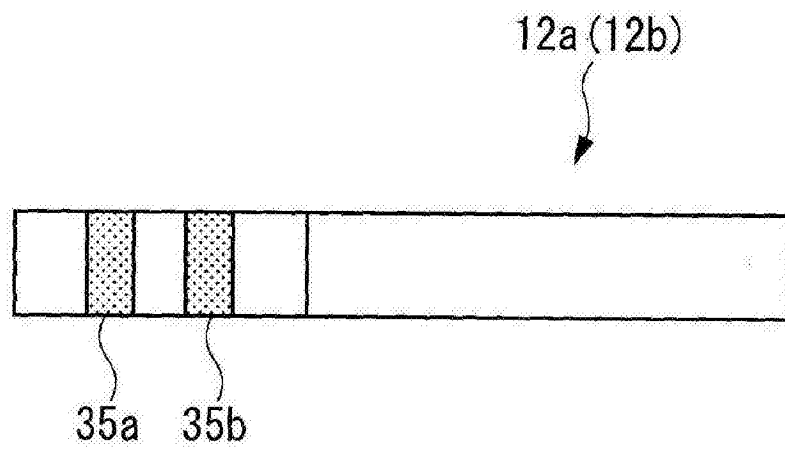


图 10

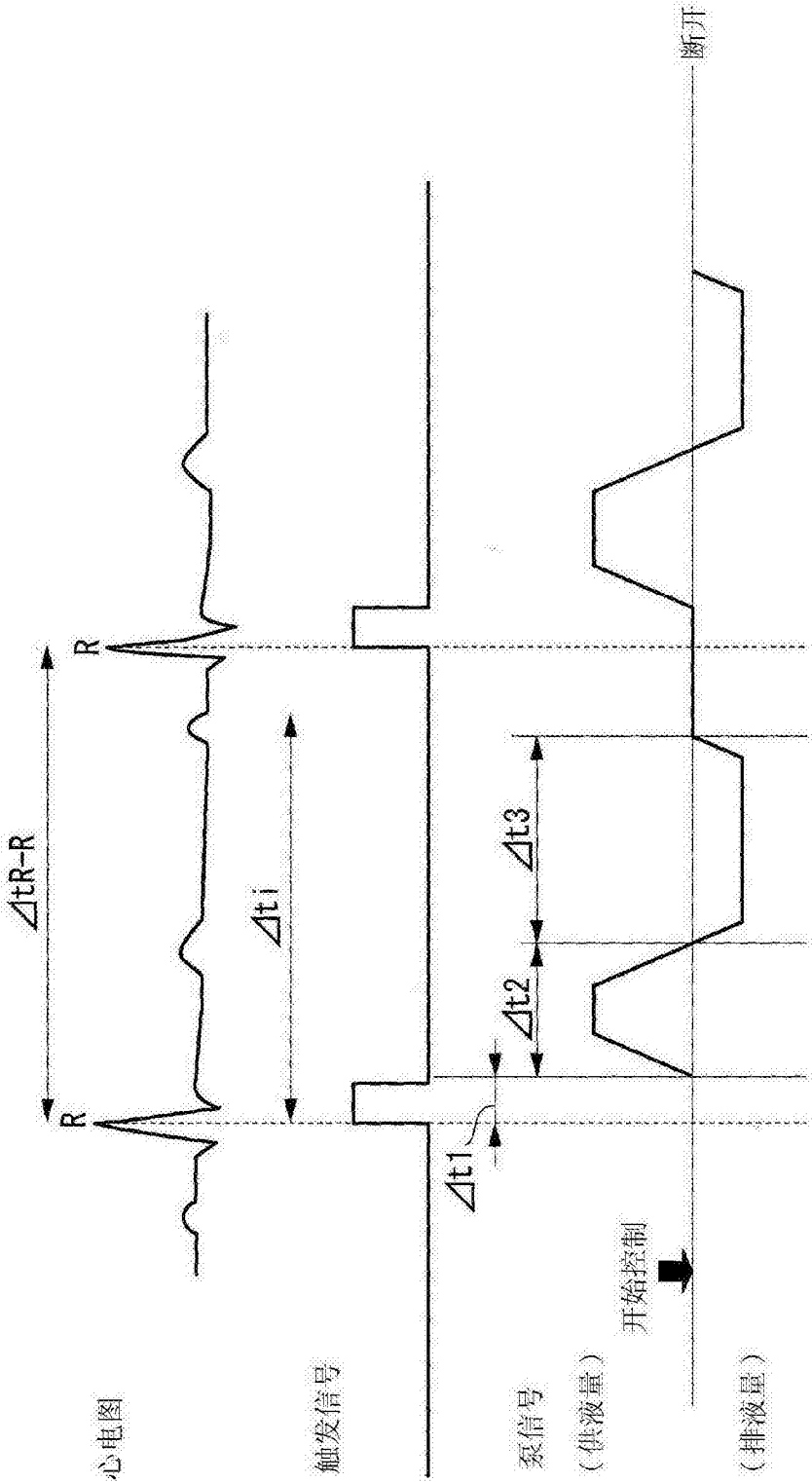


图 11

专利名称(译)	心包液量控制系统		
公开(公告)号	CN103987306B	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	CN201280059743.5	申请日	2012-11-29
[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	福田宏		
发明人	福田宏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/0402 A61M1/00		
CPC分类号	A61M5/1723 A61B1/015 A61B5/0456 A61M1/0084 A61M5/142		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2011270259 2011-12-09 JP		
其他公开文献	CN103987306A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种可以在不会导致心脏压塞的情况下确保内窥镜图像所用的视野良好的心包液量控制系统。采用心包液量控制系统(101)，其包括：护套(11)，其插入心包(C)内；泵(1和2)，用于相对于所述护套进行液体的供给和排出；心电图用电极(7a和7b)，用于检测心电信息；以及泵控制装置(5)，用于与所述心电图用电极(7a和7b)所检测到的心电信息同步地控制所述泵(1和2)，以使得在心脏(B)的收缩期间经由所述护套(11)向所述心包(C)供给液体，并且在心脏(B)的扩张期间经由所述护套(11)从所述心包(C)排出液体。

