



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103826561 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 28

(21) 申请号 201280045940. 1

(22) 申请日 2012. 08. 17

(30) 优先权数据

61/536, 779 2011. 09. 20 US

61/536, 818 2011. 09. 20 US

61/536, 796 2011. 09. 20 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/070891 2012. 08. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/042498 JA 2013. 03. 28

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 田中一惠 三堀贵司 本田吉隆

本田亮一

(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 18/00(2006. 01)

A61B 18/12(2006. 01)

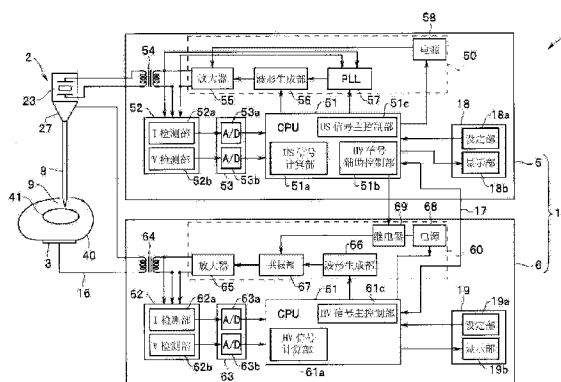
权利要求书2页 说明书19页 附图13页

(54) 发明名称

手术系统

(57) 摘要

手术系统(1)具备:US信号输出部(50);HV信号输出部(60);单极型的探头(8),其具有处置部(9),该处置部(9)被施加HV信号而通过超声波进行振动;对极板(3),其形成HV信号的返回电路;HV信号主控制部(61c),其根据HV信号对HV信号输出部(60)进行反馈控制;US信号主控制部(51c),其根据US信号对US信号输出部进行反馈控制;以及HV信号辅助控制部(51b),其根据US信号来控制HV信号输出部(60),HV信号辅助控制部(51b)的应答时间比HV信号主控制部(61c)的应答时间短。



1. 一种手术系统,其特征在于,具备:

驱动信号输出部,其输出驱动信号;

高频信号输出部,其输出高频信号;

探头,其具有处置部,该处置部被施加上述高频信号,并且根据上述驱动信号而通过超声波振子所产生的超声波来振动,当基于上述驱动信号与上述高频信号的协同效应来将该处置部按压到实质组织时,一边沿按压方向划切开线一边进行止血处理;

对极板,其形成上述高频信号的返回电路;

高频信号主控制部,其根据上述高频信号对上述高频信号输出部进行反馈控制;

驱动信号主控制部,其根据上述驱动信号对上述驱动信号输出部进行反馈控制;以及

高频信号辅助控制部,其根据上述驱动信号来控制上述高频信号输出部以使上述高频信号的输出停止,该高频信号辅助控制部的应答时间比上述高频信号主控制部的应答时间短。

2. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

还具备高频信号继电器,通过上述高频信号辅助控制部的控制来由该高频信号继电器切断上述高频信号的输出,

上述高频信号主控制部的应答时间为5ms以上,

根据以1ms以下的间隔检测出的上述驱动信号来进行控制的上述高频信号辅助控制部的应答时间为1ms以下,

从检测到上述驱动信号起至上述高频信号继电器的动作完成为止的时间为1ms以下。

3. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

上述高频信号辅助控制部控制上述高频信号输出部,以在待机规定的时间之后使停止的上述高频信号的输出再开始。

4. 根据权利要求3所述的手术系统,其特征在于,

上述规定的时间为10ms~20ms。

5. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

上述高频信号辅助控制部进行控制,以在上述处置部从实质组织分离时使上述高频信号的输出停止。

6. 根据权利要求5所述的手术系统,其特征在于,

上述高频信号辅助控制部根据上述驱动信号中包含的从基本频率到基本频率的两倍频率的频带的信号来进行控制。

7. 根据权利要求5所述的手术系统,其特征在于,

上述高频信号辅助控制部根据上述驱动信号中包含的基本频率的奇数倍的频率的信号来进行控制。

8. 根据权利要求5所述的手术系统,其特征在于,

上述高频信号辅助控制部根据上述驱动信号的电压与电流的相位差来进行控制。

9. 根据权利要求5所述的手术系统,其特征在于,

上述高频信号辅助控制部根据上述超声波振子的共振频率的变化速度来进行控制。

10. 根据权利要求1所述的手术系统,其特征在于,

还具备驱动信号辅助控制部,该驱动信号辅助控制部根据上述高频信号来控制上述驱

动信号输出部以使上述驱动信号的输出停止,该驱动信号辅助控制部的应答时间比上述驱动信号主控制部的应答时间短。

11. 根据权利要求 10 所述的手术系统,其特征在于,

还具备驱动信号继电器,通过上述驱动信号辅助控制部的控制来由该驱动信号继电器切断上述驱动信号的输出,

上述驱动信号主控制部的应答时间为 5ms 以上,

根据以 1ms 以下的间隔检测出的上述高频信号的变化来进行控制的上述驱动信号辅助控制部的应答时间为 1ms 以下,

从检测到上述高频信号起至上述驱动信号继电器的动作完成为止的时间为 1ms 以下。

12. 根据权利要求 10 所述的手术系统,其特征在于,

上述驱动信号辅助控制部进行控制,以在上述处置部与由金属构成的其它用具相接触时使上述驱动信号的输出停止。

13. 根据权利要求 12 所述的手术系统,其特征在于,

上述驱动信号辅助控制部根据上述高频信号的有效值的变化速度来进行控制。

14. 根据权利要求 12 所述的手术系统,其特征在于,

上述驱动信号辅助控制部根据上述高频信号的失真成分来进行控制。

15. 一种手术系统,其特征在于,具备:

处置部,其对组织同时进行高频处置和超声波处置,并且一边在上述组织划切开线一边进行止血处理;

驱动信号输出部,其对上述处置部输出用于进行上述超声波处置的驱动信号;

驱动信号检测部,其对由上述驱动信号输出部输出的上述驱动信号的参数进行检测;

驱动信号主控制部,其根据由上述驱动信号检测部检测出的上述参数对上述驱动信号输出部进行反馈控制;

高频信号输出部,其对上述处置部输出用于进行上述高频处置的高频信号;

高频信号检测部,其对由上述高频信号输出部输出的上述高频信号的参数进行检测;

驱动信号主控制部,其根据由上述高频信号检测部检测出的上述参数对上述高频信号输出部进行反馈控制;

高频信号辅助控制部,其根据由上述驱动信号检测部检测出的上述参数来判断上述处置部是否从上述组织分离,在判断为上述处置部从上述组织分离时,该高频信号辅助控制部控制上述高频信号输出部以使上述高频信号的输出停止,该高频信号辅助控制部的应答时间比上述高频信号主控制部的应答时间短;以及

回收部,其形成输出到上述处置部的上述高频信号的返回电路。

手术系统

技术领域

[0001] 本发明涉及手术系统,该手术系统具备同时施加超声波能量和高频能量的手持件。

背景技术

[0002] 在外科手术中,在对生物体组织进行切开或者凝固时,使用利用高频电流的单极型的手持件。通过施加到手持件的处置部 9 的高频电流的波形来切换用于进行切开的切开模式和用于进行凝固的凝固模式。在切开模式下,施加连续波形的高频电流(高频能量),通过大的散热使生物体组织丧失水分。另一方面,在凝固模式下,通过施加断续波(脉冲波)的高频电流,将生物体组织保持为蛋白质等凝固的温度。在施加使连续波形与脉冲波形进行混合得到的电流波形的高频电流的混合模式下,能够一边切开生物体组织一边止血。

[0003] 在日本特开 2002-306507 号公报中公开了以下技术:对处置部 9 不仅施加高频电流还施加超声波振动,由此防止生物体组织烧伤而附着于处置部 9。

[0004] 另外,在日本特开 2010-5370 号公报中公开了一种手术系统,该手术系统对施加了高频电流和超声波振动的处置部 9 的超声波振动对应的超声波阻抗进行检测,控制高频电流。

[0005] 在此,具备施加高频电流和超声波振动的手持件的以往的手术系统的效果仅是将仅施加高频电流得到的效果与仅施加超声波振动得到的效果简单地进行相加得到的效果。

[0006] 本发明的目的在于提供一种手术系统,该手术系统通过将超声波振动和高频电流同时施加到处置部,能够一边向按压方向划切开线一边进行止血处理,并且不会产生能量大的火花放电,且操作性良好。

发明内容

[0007] 实施方式的手术系统具备:驱动信号输出部,其输出驱动信号;高频信号输出部,其输出高频信号;探头,其具有处置部,该处置部被施加上述高频信号,并且根据上述驱动信号而通过超声波振子所产生的超声波来振动,当基于上述驱动信号与上述高频信号的协同效应来将该处置部按压到实质组织时,一边沿按压方向划切开线一边进行止血处理;对极板,其形成上述高频信号的返回电路;高频信号主控制部,其根据上述高频信号对上述高频信号输出部进行反馈控制;驱动信号主控制部,其根据上述驱动信号对上述驱动信号输出部进行反馈控制;以及高频信号辅助控制部,其根据上述驱动信号来控制上述高频信号输出部以使上述高频信号的输出停止,该高频信号辅助控制部的应答时间比上述高频信号主控制部的应答时间短。

[0008] 其它实施方式的手术系统具备:处置部,其对组织同时进行高频处置和超声波处置,并且一边在上述组织划切开线一边进行止血处理;驱动信号输出部,其对上述处置部输出用于进行上述超声波处置的驱动信号;驱动信号检测部,其对由上述驱动信号输出部输

出的上述驱动信号的参数进行检测;驱动信号主控制部,其根据由上述驱动信号检测部检测出的上述参数对上述驱动信号输出部进行反馈控制;高频信号输出部,其对上述处置部输出用于进行上述高频处置的高频信号;高频信号检测部,其对由上述高频信号输出部输出的上述高频信号的参数进行检测;驱动信号主控制部,其根据由上述高频信号检测部检测出的上述参数对上述高频信号输出部进行反馈控制;高频信号辅助控制部,其根据由上述驱动信号检测部检测出的上述参数来判断上述处置部是否从上述组织分离,在判断为上述处置部从上述组织分离时,该高频信号辅助控制部控制上述高频信号输出部以使上述高频信号的输出停止,该高频信号辅助控制部的应答时间比上述高频信号主控制部的应答时间短;以及回收部,其形成输出到上述处置部的上述高频信号的返回电路。

附图说明

- [0009] 图 1 是表示第一实施方式的手术系统的整体结构的立体图。
- [0010] 图 2 是表示第一实施方式的手术系统的手持件的内部结构的截面图。
- [0011] 图 3 是表示第一实施方式的手术系统的结构的结构图。
- [0012] 图 4A 是用于对切开波形的高频信号进行说明的说明图。
- [0013] 图 4B 是用于对凝固波形的高频信号进行说明的说明图。
- [0014] 图 5 是表示第一实施方式的手术系统的信号检测部的结构的结构图。
- [0015] 图 6 是用于说明第一实施方式的手术系统的划切开线的处理的立体图。
- [0016] 图 7A 是用于对仅施加了 HV 能量的情况下的处置进行说明的处置部的截面示意图。
- [0017] 图 7B 是用于对施加了 HV 能量和 US 能量的情况下的处置进行说明的处置部的截面示意图。
- [0018] 图 8 是用于对第一实施方式的手术系统的处理流程进行说明的流程图。
- [0019] 图 9 是用于对第一实施方式的手术系统的信号进行说明的频谱图。
- [0020] 图 10A 是用于对第一实施方式的手术系统的信号进行说明的频谱图。
- [0021] 图 10B 是用于对第一实施方式的手术系统的信号进行说明的频谱图。
- [0022] 图 11 是用于对第一实施方式的手术系统的结构例进行说明的结构图。
- [0023] 图 12 是表示第一实施方式的手术系统中的向处置部的加权对信号的电流和电压的相位差带来的影响的一例的曲线图。
- [0024] 图 13 是表示第一实施方式的变形例的手术系统的结构的结构图。
- [0025] 图 14 是表示第二实施方式的手术系统的结构的结构图。
- [0026] 图 15 是表示第二实施方式的手术系统的信号检测部的结构的结构图。
- [0027] 图 16 是用于说明第二实施方式的手术系统的处理的流程的流程图。
- [0028] 图 17 是表示第二实施方式的变形例的手术系统的结构的结构图。
- [0029] 图 18 是表示第三实施方式的手术系统的结构的结构图。
- [0030] 图 19 是用于对第三实施方式的手术系统的处理的流程进行说明的流程图。
- [0031] 图 20 是表示第三实施方式的变形例的手术系统的结构的结构图。

具体实施方式

[0032] <第一实施方式>

[0033] 下面,参照附图说明本发明的第一实施方式的手术系统 1。如图 1 所示,手术系统 1 具备手持件 2、超声波振子驱动信号产生装置(以下称为“US 装置”)5、高频电流信号产生装置(以下称为“HV 装置”)6 以及作为回收部的对极板 3。此外,US 装置 5 和 HV 装置 6 被收纳在一个壳体,也可以是共享一部分功能的信号产生装置 10。

[0034] <手术系统的概要>

[0035] 单极型的手持件 2 是前端具有处置部 9 的外科处置器具。US 装置 5 产生驱动信号(以下称为“US 信号”),该驱动信号驱动内置于手持件 2 的超声波振子 23(参照图 2)。HV 装置 6 对手持件 2 提供高频信号(以下称为“HV 信号”)。如在后文中所述,作为回收部的对极板 3 被配置成以大面积与患者的臀部等接触,形成 HV 信号的返回电路。

[0036] 手持件 2 具有由手术操作者把持的把持部 7、从把持部 7 向前方突出的轴部 8 以及配置于轴部 8 前端的处置部 9。在把持部 7 中配置有选择开关 11(11a、11b、11c),该选择开关 11(11a、11b、11c)用于对处置部 9 的处置进行选择等。

[0037] 从手持件 2 的把持部 7 的后端侧延伸出 US 线缆 13、手动开关线缆 14 以及 HV 线缆 15。US 线缆 13 和手动开关线缆 14 的端部的连接器与 US 装置 5 以可拆卸的方式进行连接。HV 线缆 15 的端部的连接器与 HV 装置 6 以可拆卸的方式进行连接。与对极板 3 相连接的对极板线缆 16 的端部的连接器也与 HV 装置 6 以可拆卸的方式进行连接。US 装置 5 与 HV 装置 6 经由所连接的通信线缆 17 来发送和接收信号。另外,US 装置 5、HV 装置 6 分别具有进行显示和操作输入的前置面板 18、19。此外,也能够使用脚踏开关等来操作 US 装置 5 和 HV 装置 6。

[0038] 如图 2 所示,手持件 2 通过构成把持部 7 的大致圆筒形状的主壳 21 以及与其端部相联结的副壳 22 来构成收纳部。在主壳 21 的内部配置有与 US 线缆 13 相连接的超声波振子(US 振子)23。

[0039] 超声波振子 23 由使用螺栓 25 和螺母 26 紧固的多个环形状的电致变形元件 24 构成。而且,当对设置于电致变形元件 24 的各面上的电极施加 US 信号时,超声波振子 23 产生超声波振动。超声波振动经由轴部 8 传递到处置部 9,其中,轴部 8 由与超声波振子 23(螺栓 25)的前端相联结的变幅杆 27 和探头 28 构成。此外,探头 28 被插入到由绝缘管 29 覆盖的金属制的管 30 内。

[0040] 螺母 26 为金属制,也可以是连接 HV 线缆 15 的导线的导体部。施加到螺母 26 的 HV 信号经由金属制的螺栓 25 和金属制的探头 28 传递到金属制的处置部 9。

[0041] <手术系统的结构>

[0042] 接着,使用图 3 说明手术系统 1 的结构。手术操作者使用手术系统 1 的手持件 2 的处置部 9 进行对患者 40 的脏器 41 划切开线的处理。

[0043] 产生 US 信号并将超声波(US)能量提供给处置部 9 的 US 装置 5 具有中央运算装置(CPU)51、US 信号检测部 52、A/D 变换部 53、输出变压器 54、放大器 55、波形生成部 56、PLL 部 57 以及电源 58。输出变压器 54、放大器 55、波形生成部 56、PLL 部 57 以及电源 58 构成驱动信号输出部(US 信号输出部)50。US 信号例如为规定基本频率(共振频率)的正弦波的交流信号。

[0044] 用于进行 US 装置 5 整体的控制的 CPU51 具有驱动信号计算部(US 信号计算

部)51a、驱动信号主控制部(US信号主控制部)51c以及高频信号辅助控制部(HV信号辅助控制部)51b。此外,US信号计算部51a、US信号主控制部51c以及HV信号辅助控制部51b也可以由分别不同的CPU构成。

[0045] 波形生成部56例如产生正弦波信号。由波形生成部56生成的正弦波信号在被放大器55放大之后,被施加到输出变压器54的初级线圈侧,从输出变压器54的次级线圈侧的输出端子作为US信号,被施加到手持件2的超声波振子23。

[0046] 根据电源58的输出电压来调整US信号强度、即超声波振子23的超声波输出。由US信号主控制部51c对电源58的输出电压、即超声波输出与波形生成部56的动作进行控制。

[0047] US信号主控制部51c与前置面板18的设定部18a等的设定操作相应地,根据由US信号检测部52检测出的US信号(参数),控制电源58的输出电压等使得成为与设定操作对应的超声波输出。在前置面板18中设置有显示部18b,该显示部18b显示从CPU51输出的US信号强度等信息。即,US信号主控制部51c进行反馈控制。

[0048] 另外,由放大器55放大的正弦波信号被输入到构成US信号检测部52的电流(I)检测部52a与电压(V)检测部52b。另外,正弦波信号被输入到PLL部57。

[0049] PLL部57对超声波振子23进行PLL控制,使得以超声波振子23的共振频率的US信号进行驱动。另外,PLL部57进行控制使得US信号的电压的相位与电流的相位变为相同。由US信号主控制部51c控制PLL部57的动作。

[0050] US电流信号检测部52a与US信号电压检测部52b将由放大器55放大得到的正弦波信号变换为有效值(RMS)。电压的有效值和电流的有效值通过A/D变换部53(53a、53b)分别被变换为数字信号,被输入到CPU51。US信号计算部51a使用所输入的电压有效值或者电流有效值的数字信号来计算出US信号强度(US信号输出)。

[0051] 另一方面,产生HV信号并将高频(HV)能量提供给处置部9的HV装置6具有中央运算装置(CPU)61、HV信号检测部62、A/D变换部63、输出变压器64、放大器65、波形生成部66、共振部67、电源68以及高频信号继电器(HV信号继电器)69。放大器65、波形生成部66、共振部67、电源68以及HV信号继电器69构成高频信号输出部(HV信号输出部)60。HV信号例如为规定基本频率的正弦波的交流信号。

[0052] HV信号继电器69是针对从电源68输入的信号向后级电路的输出进行导通和断开的开关。即,HV信号继电器69在导通状态(ON状态)下对后级电路输出信号,但是在断开状态(OFF状态)下不对后级电路输出信号。

[0053] 用于进行HV装置6整体的控制的CPU61具有高频信号计算部(HV信号计算部)61a和高频信号主控制部(HV信号主控制部)61c。此外,HV信号计算部61a与HV信号主控制部61c也可以由各自不同的CPU构成。另外,CPU61也可以是与CPU51为同一CPU。

[0054] 波形生成部66至少生成凝固波形信号。与由图4A示出的连续的正弦波信号构成的连续波形的切开波形信号相对地,图4B示出的凝固波形信号为断续波,重复由最大值(振幅)逐渐减小的衰减正弦波信号期间(Ton)与信号停止期间(Toff)构成一个循环的脉冲波。

[0055] 从波形生成部66输出的信号经由共振部67被输入到放大器65。由放大器65放大的信号被施加到输出变压器64的初级线圈侧,在次级线圈侧产生HV信号。

[0056] 输出变压器 64 的次级线圈的一端与手持件 2 的变幅杆 27 等导通。另外,次级线圈的另一端与对极板 3 导通,该对极板 3 以大面积与患者 40 接触。

[0057] 另外,从电压可变的电源 68 对共振部 67 提供电力。由 HV 信号主控制部 61c 控制波形生成部 66 和电源 68。

[0058] HV 信号主控制部 61c 与前置面板 19 的设定部 19a 等的设定操作相应地,根据由 HV 信号检测部 62 检测出得到 HV 信号(参数),来控制电源 68 的输出电压,并调整 HV 信号输出。即, HV 信号主控制部 61c 进行反馈控制。此外, CPU61 在生成凝固波形信号的情况下,对构成凝固波形的正弦波的振幅、衰减模式和/或信号停止期间(Toff)进行变更,由此还能够对波峰因素 CF 进行可变控制。波峰因素(CF:峰值因数)为最大值(I_{max})/有效值(RMS),例如在连续正弦波中为 CF=1.4。

[0059] 在前置面板 19 中设置有显示部 19b,该显示部 19b 显示 HV 信号的信息。由放大器 65 放大得到的信号被输入到构成 HV 信号检测部 62 的电流(I)检测部 62a 以及电压(V)检测部 62b。HV 信号检测部 62 将由放大器 65 放大得到的信号变换为有效值。电压的有效值和电流的有效值通过 A/D 变换部 63(63a、63b)分别变换为数字信号,被输入到 CPU61。

[0060] HV 信号计算部 61a 使用所输入的电压有效值或者电流有效值的数字信号来计算出 HV 信号输出。

[0061] 由 US 信号主控制部 61c 和 HV 信号主控制部 51c 进行的作为通常控制的反馈控制例如是用于将信号强度保持为规定强度的控制。与此相对, HV 信号辅助控制部 51b 根据由 US 信号检测部 52 检测出的 US 信号,将 HV 信号输出部 60 的 HV 信号继电器 69 控制为导通状态或者断开状态。即,由 HV 信号辅助控制部 51b 进行的控制为仅用于停止输出信号的导通和断开控制,因此与用于增减输出的通常控制相比,能够较容易地实现应答时间短的高速控制。

[0062] 在此,在将超声波振动和高频电流同时施加到处置部而进行的处置(超声波处置和高频处置)中,在仅将高频电流施加到处置部而进行处置(高频处置)的过程中有可能产生不容易产生的能量大的火花放电(以下称为“高能量放电”)。

[0063] 例如,在处置部 9 从所处置的包含脂肪的组织分离时,产生高能量放电,有可能加快处置部 9 的劣化。

[0064] 因此,在以往的超声波振动与高频电流同时被施加到处置部的手术系统中,手术操作者需要细心地加以注意来进行操作,不能说是操作性良好。

[0065] 另外,在手术系统 1 中,当根据由 US 信号检测部 52 检测出的 US 信号来检测出处置部 9 从组织分离这一情形时, HV 信号辅助控制部 51b 将 HV 信号输出部 60 的 HV 信号继电器 69 控制为断开状态。即,在从检测到 US 信号起极短时间后,停止对处置部 9 施加 HV 信号。因此,即使处置部 9 从组织分离,也不产生高能量放电。

[0066] 在即将产生高能量放电之前,认为作为其前兆现象会产生强度弱且与通常的放电不同的放电。 HV 信号辅助控制部 51b 根据由该前兆现象等引起的信号变化,在产生高能量放电之前停止输出,由此防止产生高能量放电。

[0067] 即,严格地说,“在处置部 9 从组织分离时”与其说是“完全分离时”,不如说是“开始分离时”。

[0068] 而且, HV 信号辅助控制部 51b 的应答时间比 HV 信号主控制部 51c 的应答时间短。

即,用于进行反馈控制的 US 信号主控制部 51c 和 HV 信号主控制部 61c 的应答时间优选为 5ms(毫秒)以上,例如为 100ms。

[0069] 与此相对,HV 信号辅助控制部 51b 的应答时间优选为 1ms 以下,例如为 0.5ms。另外,HV 信号继电器 69 也是进行导通和断开动作这种简单动作的电路,因此应答时间为 1ms 以下,例如为 0.2ms。HV 信号继电器 69 可以是机械式开关,也可以是半导体开关。

[0070] 此外,如果应答时间为 1ms 以下,则也可以代替继电器式导通和断开开关而使用以下衰减部,该衰减部将信号输出实质设为零,即将信号强度降至不对处置等带来影响的强度。例如,在放大器 65 能够进行高速控制的情况下,也可以通过控制放大器 65 来实现衰减部的功能。即,在以下说明等中,“停止信号输出”是还包含“将信号输出实质设为零”的情况的概念。例如,如果在 HV 信号中电压为 200Vp 以下,则生物体组织不发挥医学效果,也不产生高能量放电。但是,作为应答速度快的廉价的开关,最优选使用继电器。

[0071] 此外,US 信号检测部 52 以 1ms 以下的间隔来检测信号。HV 信号辅助控制部 51b 对由 US 信号检测部 52 以 1ms 以下的间隔检测出的信号依次进行处理,但是 US 信号主控制部 51c 对由 US 信号检测部 52 以比 US 信号检测部 52 的检测间隔长的规定的间隔、例如 100ms 的间隔检测出的信号进行处理。US 信号主控制部 51c 也可以使用由 US 信号检测部 52 以 1ms 以下的间隔检测出的信号的积算值或者平均值来进行控制。

[0072] HV 信号主控制部 61c 例如对由 HV 信号检测部 62 以 100ms 的间隔检测出的信号进行处理。

[0073] 此外,如图 5 所示,US 信号检测部 52 也可以具有 US 信号主检测部 52A 和 US 信号辅助检测部 52B。另外,由 US 信号主检测部 52A 检测的 US 信号以及由 US 信号辅助检测部 52B 检测的 US 信号可以从电路上的同一部位采样,也可以从不同的部位采样。

[0074] 而且,US 信号辅助检测部 52B 的检测间隔比 US 信号主检测部 52A 的检测间隔短。例如,US 信号主检测部 52A 以 5ms 以上的间隔、例如 100ms 的间隔来检测信号,与此相对,US 信号辅助检测部 52B 以 1ms 以下的间隔、例如 0.5ms 的间隔来检测信号。

[0075] 而且,HV 信号主控制部 61c 根据由 HV 信号主检测部 62A 检测出的信号来进行通常的反馈控制,HV 信号辅助控制部 51b 根据由 US 信号辅助检测部 52B 检测出的信号来进行应答速度快的高速控制。另外,US 信号主控制部 51c 根据由 US 信号主检测部 52A 检测出的信号来进行通常的反馈控制。

[0076] 如果检测与应答的循环处理时间在上述范围以上,则 US 信号主控制部 51c 和 HV 信号主控制部 61c 能够稳定地进行控制。即,在反馈控制中,当检测间隔和应答时间过于短时,例如有时反应为以脉冲方式出现的噪声信号而将信号输出过于增大。因此,US 信号主控制部 51c 和 HV 信号主控制部 61c 的信号检测间隔和应答时间优选在上述范围以上。

[0077] 与此相对,HV 信号辅助控制部 51b 在处置部 9 与由金属构成的其它用具接触时,需要在产生高能量放电之前停止输出 HV 信号。

[0078] 因此,从检测到 US 信号起至通过 HV 信号辅助控制部 51b 的控制来完成 HV 信号继电器 69 的动作为止的时间优选为 1ms 以下。

[0079] 如果上述时间以下的时间,则能够可靠地防止产生高能量放电。

[0080] 此外,上述检测间隔、上述应答时间以及到完成动作的时间均优选短时间,但是基于实用性,系统中下限值为 1 μ s(微妙)左右。

[0081] <手术系统的处置>

[0082] 在进行处置时,由 US 信号主控制部 51c 进行反馈控制得到的 US 信号被施加到超声波振子 23,处置部 9 进行超声波振动。而且,当处置部 9 与患者 40 的处置对象的脏器 41 接触或者接近时,由 HV 信号主控制部 61c 进行反馈控制得到的 HV 信号(高频电流)从处置部 9 流向脏器 41。而且,流向脏器 41 的 HV 信号经由患者 40 的体内、对极板 3 以及对极板线缆 16 返回到 HV 装置 6。

[0083] HV 能量作为由处置部 9 与脏器 41 的接触电阻等引起的焦耳热或者由处置部 9 与脏器 41 之间的放电现象引起的热量和冲击波而被施加到处置对象。

[0084] 此外,上述结构要素不需要是分别独立的结构要素(电路等),还可以是由 CPU51、61 读取到的程序来执行的功能部。

[0085] 接着,说明手术系统 1 的处置。如图 6 所示,在手术系统 1 中一边对手持件 2 的处置部 9 同时施加 HV 信号和 US 信号一边手术操作者将处置部 9 按压操作到作为实质组织的脏器 41,由此能够一边沿按压方向划切开线 42 一边进行止血。

[0086] 与此相对,在以往的手术系统中,即使是混合模式,一边对内部具有众多血管的实质组织、例如肝脏划切开线一边进行止血这一情况并不容易,不能说是操作性良好。

[0087] 在此,“实质组织(parenchyma organ)”是生物体内的组织、例如肝脏等脏器。另外,在“切开(cut)”这种医学术语中包含“切除(excision)”、“剥离(exfoliation)”、“划切开线(make an incision line)”这三种处置。

[0088] 息肉等的“切除”或者横隔膜等的“剥离”为分开组织的切断(cutting),因此通过对将要切断的组织以夹持的方式进行把持,由此能够将能量集中到切断部位。例如即使是具有仅施加超声波能量的探头前端部以及共同以夹持的方式来把持组织的钳口的手持件,也能够通过由 US 能量引起的机械性摩擦力以及由摩擦引起的发热来能够切开所把持的组织。另外,在使施加到前端部的 HV 信号流向作为对极的钳口的双极型手持件中,即使不施加 US 能量,也能够切开所把持的组织。但是,以夹持的方式把持组织的手持件无法进行“划切开线的处置”。

[0089] 此外,如上所述,在以往的 HV 装置中,也能够混合模式下一边切开一边进行止血。但是,这仅针对不容易出血的体表面的组织等,而针对肝脏等内部具有众多血管的脏器却不容易充分进行止血。

[0090] 另外,在单极型(monopole 型)的手持件 2 中,即使将进行着超声波振动的处置部 9 按压到组织,按压力也没有双极型手持件的把持力那样强。因此,摩擦力和由摩擦引起的发热小,无法以机械或者热量来切开组织。另外,仅施加了凝固波形的 HV 信号(HV 能量)的处置部 9 由于发热不充分而无法使生物体组织丧失水分,无法划切开线。

[0091] 与此相对,在手术系统 1 中,不仅是得到将仅施加高频电流的效果与仅施加超声波振动的效果简单地组合而得到的效果,还得到这些效果各自所带来的效果之和以上的效果、即协同效应。当然,预测上述协同效应极其困难。

[0092] 在手术系统 1 中得到上述协同效应时,首先, HV 信号为凝固波形为较重要。如上所述,仅使用凝固波形的 HV 信号无法使生物体组织丧失水分。但是,如图 6 所示,在手术系统 1 中,将凝固波形的 HV 信号与 US 信号一起施加到处置部 9,由此对肝脏能够一边沿处置部 9 的按压方向划切开线一边进行止血。

[0093] 如图 7A 所示,在没有施加超声波振动的状态、即仅施加 HV 信号的状态下,即使手术操作者将处置部 9 沿脏器 41 的目的方向进行按压操作,来自处置部 9 的凝固波形的 HV 信号相对于周围的组织均等地流动。例如, HV 信号的放电不仅在处置部 9 的按压方向上产生,还在与按压方向正交的方向等上多处产生。因此,如图 7A 所示,不会产生局部大量发热,在处置部 9 的周围形成由于热改性而凝固且水分蒸发而高阻抗化的组织 43。

[0094] 另一方面,如图 7B 所示,当将进行超声波振动并且施加了 HV 信号的处置部 9 沿规定的方向进行按压操作时,来自处置部 9 的凝固波形的 HV 信号相对于按压方向的组织集中地流动。换言之,凝固波形的 HV 信号的放电集中于处置部 9 与按压方向的组织之间的空间。即, HV 信号的放电产生方向性。因此,即使是凝固波形的 HV 信号,被按压的组织由于大量发热而丧失水分,沿按压方向划切开线 42。

[0095] 当处置部 9 通过按压操作在被切开的组织内前进移动时,处于与处置部 9 的前进方向正交的方向上的组织的壁面(切开面)与处置部 9 的距离变长,因此与前进方向相比在切开面上的 HV 信号不集中。因此,切开面处于适合于凝固的温度,水分蒸发而高阻抗化。因此,处置部 9 的按压方向、即前进方向的组织丧失水分,与此相对,处置部 9 经过的切开面的组织被止血。

[0096] 此外,认为以下是 HV 信号的放电产生方向性的原因。

[0097] (A) HV 信号集中于由处置部 9 的超声波振动而产生的实质组织的低阻抗区域。即,当将进行超声波振动并且施加了 HV 信号的处置部 9 沿规定的方向进行按压操作时,处置部 9 周围的高阻抗化的实质组织中的被按压的区域通过超声波振动被物理地剥离。由此,含水率高的实质组织露出于表面。换言之,由于超声波振动对组织的分离(pushing a side incised organ)效果而在按压方向上出现低阻抗组织。于是,施加到处置部 9 的 HV 信号针对含水率高的低阻抗组织局部地集中。因此, HV 信号的放电产生方向性。

[0098] (B) 与超声波振动相应地,处置部 9 与按压方向的组织反复形成接触状态与非接触状态。即,当对进行超声波振动中的处置部 9 进行按压操作时,处置部 9 与按压方向的组织距离发生变动。另外,在处置部 9 与组织成为非接触的瞬间,处置部 9 与组织之间的空间的气压下降。相反,在处置部 9 与组织成为接触的瞬间,处置部 9 与组织之间的空间的气压升高。也就是说,与处置部 9 的超声波振动相应地,处置部 9 与按压方向的组织之间的空间的压力发生变动。这样,由于超声波振动而处置部 9 与实质组织的距离例如在 $0 \sim 200 \mu\text{m}$ 的范围内持续变动,由此成为在变动之间容易产生放电的状态(距离、压力)。因此,施加到处置部 9 的 HV 信号针对按压方向的组织局部集中。因此,在放电方向上产生各向异性。

[0099] (C) HV 信号沿着由由于超声波振动从实质组织散出雾化的成分(水分、油性成分和水油混合成分)构成的微颗粒所存在的路径集中。即,当对进行超声波振动的处置部 9 进行按压操作时,组织由于超声波振动而破碎,进一步雾化,形成微颗粒而漂浮在空间中。构成组织的水分形成水蒸汽微颗粒,油性成分成为油性微颗粒。还产生包含水分和油性成分的混合微颗粒。因此,在处置部 9 与组织之间的空间中不均匀地存在由从组织散出雾化的成分构成的微颗粒。因此, HV 信号沿着由从组织散出雾化的成分构成的微颗粒所存在的路径集中。因此, HV 信号的放电产生方向性。

[0100] 此外,在本实施方式的手术系统中,如果与 US 信号同时施加的 HV 信号为凝固波形则较有效果,特别优选 30W 以上且 70W 以下。如果处于上述下限以上则能够根据集中于极

部的 HV 信号沿按压方向划切开线,如果处于上述上限以下则能够使处置部 9 经过的组织凝固而止血。另外, HV 信号的凝固波形的波峰因素 CF 优选为 5 以上,更优选 5.5 以上,特别优选 6 以上。如果处于上述下限以上,则能够根据集中于极部的 HV 信号沿按压方向划切开线,并且能够使处置部 9 经过的组织凝固而止血。此外,波峰因素 CF 的上限值并不特别限定,但是根据 HV 装置的规格等,例如优选为 10 以下。

[0101] 另一方面,处置部 9 基于 US 信号的超声波振动的振动速度优先为 8m/秒以上且 18m/秒以下。另外,处置部 9 基于 US 信号的超声波振动的振幅优选为大于 0 μ m 且小于 200 μ m。此外,在 US 信号的频率为 47kHz 的情况下,在振动速度为 8m/秒时,处置部 9 的振幅为 60 μ m,在振动速度为 18m/秒时处置部 9 的振幅为 120 μ m。

[0102] <手术系统的动作>

[0103] 接着,使用图 7 的流程图说明手术系统 1 的动作。

[0104] <步骤 S10>

[0105] 当开始进行处置时,US 信号主控制部 51c 根据由 US 信号检测部 52 的 US 信号电压检测部 52b 检测出的值,对 US 信号输出部 50 进行反馈控制使得成为与设定部 18a 的设定值相应的 US 信号输出。另外,HV 信号主控制部 61c 根据由 HV 信号检测部 62 的 HV 信号电流检测部 62a 检测出的值,对 HV 信号输出部 60 进行反馈控制,使得成为与设定部 19a 的设定值相应的凝固波形的 HV 信号输出。

[0106] <步骤 S11>

[0107] HV 信号辅助控制部 51b 根据由 US 信号检测部 62 检测出的例如 US 信号的阻抗的变化值(微分值)来检测出处置部 9 从组织分离这一情形时(S11:“是”),进行从步骤 S12 起的处理。

[0108] <步骤 S12>

[0109] HV 信号辅助控制部 51b 将 HV 信号继电器 69 控制为断开状态(OFF 状态)。从检测到 US 信号起至停止向处置部 9 施加 HV 信号为止的时间为 1ms 以下。

[0110] 在此,根据 US 信号来检测处置部 9 从组织分离这一情形是由于,在特别是容易产生高能量放电的脂肪多的组织的处理中,与接触状态时相比,即使成为非接触状态 HV 信号的变化也小,但是 US 信号的变化大。即,脂肪多的组织电阻高,因此与接触状态时相比,即使是非接触状态 HV 信号也不产生大变化。但是,与接触状态时相比,当成为非接触状态时机械负载大大减小,因此 US 信号产生大变化。

[0111] 此外,用于检测处置部 9 从组织分离这一情形的 US 信号并不限于 US 信号的阻抗的变化值,也可以是如在后文中所述,通过各种结构检测出的 US 信号。

[0112] <步骤 S13>

[0113] HV 信号辅助控制部 51b 例如到 15ms 的规定的 HV 信号输出待机时间 TH 经过为止(S13:“否”),维持 HV 信号继电器 69 的断开状态。

[0114] <步骤 S14>

[0115] HV 信号辅助控制部 51b 在规定的 HV 信号输出待机时间 TH 经过之后(S13:“是”),将 HV 信号继电器 69 控制为导通状态(ON 状态)。即,HV 信号辅助控制部 51b 控制 HV 信号输出部 60,使停止的 HV 信号的输出再开始。

[0116] 而且,反复进行从 S10 起的处理。

[0117] 处置部 9 暂时从组织分离,为了进行处置而再成为与组织接触状态。在手术系统 1 中,在规定的 HV 信号输出待机时间 TH 经过之后,自动地使 HV 信号的输出再开始,因此操作性良好。此外, HV 信号输出待机时间 TH 优选为 5ms ~ 50ms,特别优选为 10ms ~ 20ms。如果在上述范围内,则不产生高能量放电,也不会妨碍操作。

[0118] < 步骤 S19>

[0119] 到处置结束为止 (S19:“是”),反复进行从步骤 S10 起的处理。

[0120] 如上所述,在手术系统 1 中,具备在处置部 9 从组织分离时用于高速地进行停止输出 HV 信号的控制的专用的 HV 信号辅助控制部 51b。

[0121] 特别是,近年来,在加快普及的腹腔镜下外科手术中,需要在极为有限的可动范围内针对组织操作探头。手术系统 1 具备 HV 信号辅助控制部 51b,该 HV 信号辅助控制部 51b 能够基于超声波振动与高频电流的协同效应来有效地进行处置,并且根据 US 信号来控制 HV 信号输出部 60, HV 信号辅助控制部 51b 的应答时间比 HV 信号主控制部 61C 的应答时间短,因此例如即使处置部 9 从组织分离也能够抑制高能量放电的产生。

[0122] 因此,不可能由于产生高能量放电而导致处置部 9 的劣化加速、处置部 9 或其它处置器具等受到损伤。

[0123] 即,手术系统 1 将超声波振动和高频电流同时施加到处置部,由此能够一边沿按压方向划切开线一边进行止血处理,并且不可能产生能量大的火花放电(高能量放电),因而操作性良好。

[0124] 接着,说明使用于实施方式的手术系统 1 的高速控制中的结构例。

[0125] < 结构 1>

[0126] HV 信号辅助控制部 51b 根据 US 信号内包含的从基本频率到基本频率两倍的频率的频带信号的积分值来进行控制。

[0127] 当处置部 9 与组织接触时,US 信号的电流波形产生失真。即,如图 9 所示,与非接触时相比,在接触时作为共振频率的基本频率(f_0)的正弦波即 US 信号内包含很多高频成分。

[0128] 因此,特别是,通过将从基本频率(f_0)到基本频率两倍的频率($2f_0$)的频带的信号的强度与接触状态时的强度进行比较,能够判断为处置部 9 从组织分离。

[0129] 例如使用带通滤波器从 US 信号中提取出从基本频率(f_0)到基本频率两倍的频率($2f_0$)的频带($f_0 \sim 2f_0$)的信号的强度。

[0130] 另外, HV 信号辅助控制部 51b 根据频带($f_0 \sim 2f_0$)的信号强度的变化速度、即微分值来进行控制,能够进行更高速控制,因此更优选使用。

[0131] < 结构 2>

[0132] HV 信号辅助控制部 51b 根据 US 信号内包含的基本频率的奇数倍的频率的信号来进行控制。

[0133] 如上所述,在处置部 9 与组织接触时,US 信号的电流波形产生失真。其结果,如图 10A 所示与非接触状态时的 US 信号的振幅相比,图 10B 示出的接触状态时的 US 信号的振幅特别是在基本频率(f_0)的奇数倍的频率($3f_0$ 、 $5f_0 \cdots$)处增加。

[0134] 使用带通滤波器从 US 信号中提取出基本频率(f_0)的三倍的频率($3f_0$)的信号和基本频率(f_0)的五倍的频率($5f_0$)的 US 信号的振幅。基于能够提取的信号强度和电路

安装成本的观点,优选提取 (3f0 和 5f0) 的信号,但是可以仅提取 (3f0) 的信号,也可以提取 (3f0、5f0、7f0...) 的信号等。

[0135] 另外, HV 信号辅助控制部 51b 根据提取出的信号的变化速度、即微分值来进行控制则能够进行更高速控制,因此优选使用。

[0136] < 结构 3>

[0137] HV 信号辅助控制部 51b 根据 US 信号的电压与电流的相位差来进行控制。

[0138] 如图 11 所示,经由输出变压器 54 通过二次电路的 PLL 部 57 对 US 装置 5 的 US 信号进行 PLL 控制。此外,图 11 仅示出手术系统的结构要素的一部分。在此,使患者电路与二次电路之间绝缘的输出变压器 54 被设计成能够以最大电流和最大电压长时间驱动。因此,在不具有 PLL 部 57 的患者电路中,在处置部 9 与组织不接触的情况下、即机械负载 (负载) 小的情况下, US 信号的电压成为远低于最大电压的电压。而且,如图 12 所示,当负载小时, US 信号的电压与电流的相位差变大。

[0139] 如图 11 所示,除了对二次电路的 US 信号进行检测的 US 信号主检测部 52A 以外,通过 US 信号检测部 52,根据患者电路的 US 信号的电流与电压的相位差能够检测出处置部 9 与组织成为非接触状态这一情形,其中,上述 US 信号检测部 52 具有对患者电路的 US 信号进行检测的 US 信号辅助检测部 52B。

[0140] 另外, HV 信号辅助控制部 51b 根据检测出的信号的变化速度、即微分值来进行控制则能够进行更高速控制,因此优选使用。

[0141] < 结构 4>

[0142] HV 信号辅助控制部 51b 根据 US 振子的共振频率的变化速度来进行控制。

[0143] 关于 US 装置 5 的 US 信号, PLL 部 27 与 US 振子的共振频率的变化相匹配地使基本频率变化。与处置部 9 和组织的接触 / 非接触相应地,即与处置部 9 的机械负载相应地,共振频率发生变化。在此,共振频率还根据温度而发生变化。因此, US 信号辅助检测部 52B 检测共振频率的变化速度 (微分值), HV 信号辅助控制部 51b 根据变化速度为规定值以上的急剧变化的产生,来检测处置部 9 与组织成为非接触状态这一情形。

[0144] 此外,能够使用于手术系统 1 的结构并不限于上述说明的结构,能够使用具有相同的各种效果的各种结构。另外,也可以组合使用两个以上的结构。例如也可以是,使用结构 1 和结构 2,在至少任一个 US 信号的电平成为规定值以上时, HV 信号辅助控制部 51b 停止输出 HV 信号。

[0145] < 第一实施方式的变形例 >

[0146] 接着,说明第一实施方式的变形例的手术系统 1A。如图 13 所示,本变形例的手术系统 1A 与第一实施方式的手术系统 1 类似,因此对具有相同功能的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。

[0147] 手术系统 1A 的 HV 信号辅助控制部 51b 在处置部 9 从组织分离时进行停止输出 HV 信号的控制的同时还进行停止输出 US 信号的控制。

[0148] 在 US 信号输出部 50 中配置有 US 信号继电器 59,该 US 信号继电器 59 为针对从电源 58 输入的信号向后级电路的输出进行导通和断开的开关。即, US 信号继电器 59 在导通状态 (ON 状态) 下向后级电路输出信号,但是在断开状态 (OFF 状态) 下不对后级电路输出信号。

[0149] HV 信号辅助控制部 51b 不仅控制 HV 信号继电器 69, 还控制 US 信号继电器 59。手术系统 1A 具有手术系统 1 所具有的效果, 并且能够更可靠地防止产生高能量放电。即, 手术系统 1A 的操作性比手术系统 1 更好。

[0150] 此外, HV 信号辅助控制部 51b 优选控制 HV 信号输出部 60 使得在规定的 HV 信号输出待机时间之后使停止的 HV 信号的输出再开始, 同样地, 控制 US 信号输出部 50 使得在规定的 US 信号输出待机时间之后使停止的 US 信号的输出再开始。

[0151] < 第二实施方式 >

[0152] 接着, 说明第二实施方式的变形例的手术系统 101。手术系统 101 与第一实施方式的手术系统 1 类似, 因此对具有相同功能的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。

[0153] 使用图 103 来说明手术系统 101 的结构。如以下说明那样, 手术系统 101 具备 US 信号辅助控制部 61b, 该 US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号来控制 US 信号输出部 50, US 信号辅助控制部 61b 的应答时间比 US 信号主控制部 51c 的应答时间短。

[0154] 产生 US 信号并将超声波 (US) 能量提供给处置部 9 的 US 装置 5 具有中央运算装置 (CPU) 51、US 信号检测部 52、A/D 变换部 53、输出变压器 54、放大器 55、波形生成部 56、PLL 部 57、电源 58 以及驱动信号继电器 (US 信号继电器) 59。输出变压器 54、放大器 55、波形生成部 56、PLL 部 57、电源 58 以及 US 信号继电器 59 构成驱动信号输出部 (US 信号输出部) 50。US 信号例如为规定的基本频率 (共振频率) 的正弦波的交流信号。

[0155] US 信号继电器 59 是针对从电源 58 输入的信号向后级电路的输出进行切断的导通 / 断开开关。即, US 信号继电器 59 在导通状态 (ON 状态) 下对后级电路输出信号, 但是在断开状态 (OFF 状态) 下不对后级电路输出信号。

[0156] 用于进行 HV 装置 6 整体的控制和 US 信号继电器 59 的控制的 CPU61 具有高频信号计算部 (HV 信号计算部) 61a、驱动信号辅助控制部 (US 信号辅助控制部) 61b 以及高频信号主控制部 (HV 信号主控制部) 61c。此外, HV 信号计算部 61a、US 信号辅助控制部 61b 以及 HV 信号主控制部 61c 也可以由各自不同的 CPU 构成。另外, CPU61 也可以是与 CPU51 相同的 CPU。

[0157] 由 US 信号主控制部 61c 和 HV 信号主控制部 51c 进行的通常控制即反馈控制例如为用于将信号强度保持为规定强度的控制。与此相对, US 信号辅助控制部 61b 根据由 HV 信号检测部 62 检测出的 HV 信号, 将 US 信号输出部 50 的 US 信号继电器 59 控制为导通状态或者断开状态。即, 由 US 信号辅助控制部 61b 进行的控制为仅停止输出信号的导通 / 断开控制, 因此与用于增减输出的通常控制相比, 能够较容易地实现应答时间短的高速控制。

[0158] 如上所述, 在超声波振动与高频电流同时被施加到处置部的手持件的处置中, 有可能产生在仅高频电流被施加到处置部的手持件的处置中不容易发生的能量大的火花放电 (以下称为“高能量放电”)。

[0159] 例如在处置部 9 与其它金属制的处置器具等接触时, 有可能产生高能量放电, 处置部 9 或其它处置器具等受到损伤。

[0160] 在手术系统 101 中, 当 US 信号辅助控制部 61b 根据由 HV 信号检测部 62 检测出的 HV 信号来检测到处置部 9 与其它金属制的处置器具等接触这一情形时, 将 US 信号输出部 50 的 US 信号继电器 59 控制为断开状态。即, 在从检测 HV 信号起极短时间之后, 处置部 9 的超声波振动停止。因此, 即使处置部 9 与其它处置器具接触, 也不产生高能量放电。

[0161] 在即将产生高能量放电之前,认为作为其前兆现象会产生强度弱且与通常的放电不同的放电。US 信号辅助控制部 61b 根据由该前兆现象等引起的信号变化,在产生高能量放电之前停止输出,由此防止产生高能量放电。

[0162] 即,严格地说,“处置部 9 与金属用具接触时”与其说是“完全接触时”,不如说是“开始接触时”。

[0163] 而且,US 信号辅助控制部 61b 的应答时间比 US 信号主控制部 61c 的应答时间短。即,用于进行反馈控制的 US 信号主控制部 51c 和 HV 信号主控制部 61c 的应答时间优选为 5ms(毫秒)以上,例如为 100ms。

[0164] 与此相对,US 信号辅助控制部 61b 的应答时间优选为 1ms 以下,例如为 0.5ms。另外,US 信号继电器 59 也是进行导通和断开动作这种简单动作的电路,因此应答时间为 1ms 以下、例如 0.2ms。US 信号继电器 59 可以是机械式开关,也可以是半导体开关。

[0165] 此外,如果应答时间为 1ms 以下,则也可以是代替继电器式导通和断开开关,而使用将信号输出实质设为零,即将信号强度降至不对处置等带来影响的强度的衰减部,例如,在放大器 55 能够进行高速控制的情况下,也可以通过控制放大器 55 来实现衰减部的功能。即,在以下说明等中,“停止输出信号”是还包含“将信号输出实质设为零”的情况的概念。

[0166] 此外,HV 信号检测部 62 以 1ms 以下的间隔来检测信号。US 信号主控制部 51c 例如对 US 信号检测部 52 以 100ms 的间隔检测出的信号进行处理。

[0167] US 信号辅助控制部 61b 对 HV 信号检测部 62 以 1ms 以下的间隔检测出的信号依次进行处理,但是 HV 信号主控制部 61c 以比 HV 信号检测部 62 的检测间隔长的规定的间隔、例如 100ms 的间隔,来对由 HV 信号检测部 62 检测出的信号进行处理。HV 信号主控制部 61c 也可以使用由 HV 信号检测部 62 以 1ms 以下的间隔检测出的信号的积算值或者平均值来进行控制。

[0168] 此外,如图 5 所示,HV 信号检测部 62 也可以具有 HV 信号主检测部 62A 和 HV 信号辅助检测部 62B。另外,由 HV 信号主检测部 62A 检测的 HV 信号以及由 HV 信号辅助检测部 62B 检测的 HV 信号可以从电路上的相同部位采样,也可以从不同部位采样。

[0169] 而且,HV 信号辅助检测部 62B 的检测间隔比 HV 信号主检测部 62A 的检测间隔短。例如,HV 信号主检测部 62A 以 5ms 以上的间隔、例如 100ms 的间隔来检测信号,与此相对,HV 信号辅助检测部 62B 以 1ms 以下的间隔、例如 0.5ms 的间隔来检测信号。

[0170] 而且,HV 信号主控制部 61c 根据由 HV 信号主检测部 62A 检测出的信号来进行通常的反馈控制。另外,US 信号主控制部 51c 根据由 US 信号主检测部 52A 检测出的信号来进行通常的反馈控制,US 信号辅助控制部 61b 根据由 HV 信号辅助检测部 62B 检测出的信号来进行应答速度快的高速控制。

[0171] 如果检测/应答的循环处理时间为上述范围以上,则 US 信号主控制部 51c 和 HV 信号主控制部 61c 能够稳定地进行控制。即,在反馈控制中检测间隔和应答时间过于短时,例如有时反应为以脉冲方式出现的噪声信号而将信号输出过于增大。因此,US 信号主控制部 51c 和 HV 信号主控制部 61c 的信号检测间隔和应答时间优选为上述范围以上。

[0172] 与此相对,US 信号辅助控制部 61b 在处置部 9 从组织分离时,需要在产生高能量放电之前停止输出 HV 信号。

[0173] 因此,从检测到 HV 信号起至通过 US 信号辅助控制部 61b 的控制而 US 信号继电器

59 的动作完成为止的时间优选为 1ms 以下。

[0174] 如果上述时间以下时间,则能够可靠地防止产生高能量放电。

[0175] 此外,上述检测间隔、上述应答时间以及到完成动作的时间均优选短时间,但是基于实用性,系统中下限值为 1 μ s (微妙) 左右。

[0176] < 手术系统的动作 >

[0177] 接着,使用图 15 的流程图来说明手术系统 101 的动作。

[0178] < 步骤 S110 >

[0179] 与图 7 的步骤 S10 相同。

[0180] < 步骤 S115 >

[0181] 在 US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号的例如电流的微分值来检测到处置部 9 与金属用具接触这一情形时 (S15 :“是”),进行从步骤 S116 起的处理。

[0182] < 步骤 S116 >

[0183] US 信号辅助控制部 61b 从检测到 HV 信号起 1ms 以下将 HV 信号停止。

[0184] US 信号辅助控制部 61b 将 US 信号继电器 59 控制为断开状态 (OFF 状态)。从检测到 HV 信号起至向超声波振子 23 施加 US 信号停止为止的时间为 1ms 以下。

[0185] 在此,根据 HV 信号来检测处置部 9 与其它金属制的处置器具等接触这一情形是由于 HV 信号的变化大于 US 信号的变化。

[0186] 此外,用于检测处置部 9 与金属用具接触这一情形的信号并不限定于由 HV 信号检测部 62 检测出的 HV 信号的电流的微分值,也可以是如在后文中所述,通过各种结构检测出的 HV 信号。

[0187] < 步骤 S117 >

[0188] US 信号辅助控制部 61b 例如到 150ms 的规定的 US 信号输出待机时间 TU 经过为止 (S117 :“否”),维持 US 信号继电器 59 的断开状态。

[0189] < 步骤 S118 >

[0190] US 信号辅助控制部 61b 在规定的 US 信号输出待机时间 TU 经过之后 (S117 :“是”),将 US 信号继电器 59 控制为导通状态 (ON 状态)。即,US 信号辅助控制部 61b 控制 US 信号输出部 50,使停止的 US 信号的输出再开始。

[0191] 而且,反复进行从 S110 起的处理。

[0192] 处置部 9 错误地与其它金属制的处置器具等短间接触。在手术系统 101 中,在规定的 US 信号输出待机时间 TH 经过之后,自动地使 US 信号的输出再开始,因此操作性良好。此外,US 信号输出待机时间 TU 优选为 50ms ~ 500ms,特别优选为 100ms ~ 200ms。如果在上述范围内,则不产生高能量放电,也不会妨碍操作。

[0193] < 步骤 S119 >

[0194] 到处置结束为止 (S119 :“是”),反复进行从步骤 S110 起的处理。

[0195] 如上所述,在手术系统 101 中具备专用的 US 信号辅助控制部 61b,该 US 信号辅助控制部 61b 用于在处置部 9 与金属用具接触时高速地进行将 HV 信号的输出停止的控制。

[0196] 特别是,近年来,在加快普及的腹腔镜下外科手术中,需要在极为有限的可动范围内,针对以金属钳子类和金属夹具保持的组织来操作探头。手术系统 101 能够基于超声波振动与高频电流的协同效应来有效地进行处置,例如即使处置部 9 与金属用具接触,也能

够抑制高能量放电的产生。

[0197] 因此,不可能由于产生高能量放电而导致处置部 9 的劣化加速、处置部 9 或其它处置器具等受到损伤。因此,手术系统 101 的操作性良好。

[0198] 接着,说明使用于实施方式的手术系统 101 的高速控制的结构例。

[0199] < 结构 1>

[0200] US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号内包含的频率比基本频率高的信号来进行控制。

[0201] 在处置部 9 与金属用具接触时,电阻变小,因此作为 HV 信号而流动大电流。而且,即使在完全接触之前,从处置部 9 对金属用具产生微弱的放电。于是,在由规定的基本频率、例如 350kHz 的正弦波构成的 HV 信号的电流中开始产生比基本频率高的频率的信号。换言之, HV 信号包含频率比基本频率高的信号。

[0202] 因此,通过将 HV 信号内包含的频率比基本频率高的信号的强度与规定值进行比较,能够检测出处置部 9 开始与金属用具接触这一情形。

[0203] 另外, US 信号辅助控制部 61b 根据检测出的信号的强度的变化速度、即微分值来进行控制,能够进行更高速控制,因此优选使用。

[0204] < 结构 2>

[0205] US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号的有效值的变化速度来进行控制。

[0206] 当处置部 9 开始与金属用具接触时, HV 信号的电流值(有效值)开始急剧增加。当 HV 信号的电流值增加至规定值以上时,产生高能量放电。US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号的电流值(有效值)的变化速度、即微分值来进行控制,由此在产生高能量放电之前能够将 US 信号停止。

[0207] < 结构 3>

[0208] US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号的失真成分来进行控制。

[0209] 在处置部 9 与金属用具接触时,在 HV 信号中电阻变小,因此流动大电流。于是,规定的基本频率的 HV 信号的电流波形产生失真。通过检测 HV 信号的失真,能够检测出接触开始。

[0210] 此外,随着处置部 9 所接触的物体的电阻率增加而失真的大小增加。例如,即使在处置部 9 与脂肪组织接触时也产生失真,但是失真的大小比与肌肉组织接触时的失真小。另外,与金属用具接触时的失真的大小远远大于与肌肉组织接触时的失真。因此,本结构不容易引起误动作。

[0211] 此外,能够使用于手术系统 101 的结构并不限于上述说明的结构,能够使用具有相同的效果的各种结构。另外,也可以组合使用两个以上的结构。

[0212] < 第二实施方式的变形例 1>

[0213] 接着,说明第二实施方式的变形例 1 的手术系统 101A。如图 16 所示,本变形例的手术系统 101A 与第二实施方式的手术系统 101 类似,因此对具有相同功能的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。

[0214] 手术系统 101A 的 US 信号辅助控制部 61b 在处置部 9 与由金属构成的其它用具接触时进行将 US 信号的输出停止的控制,同时还进行将 HV 信号的输出停止的控制。

[0215] 在 HV 信号输出部 60 中配置有 HV 信号继电器 69,该 HV 信号继电器 69 为针对从电

源 68 输入的信号向后级电路的输出进行切断的导通 / 断开开关。即, HV 信号继电器 69 在导通状态 (ON 状态) 下对后级电路输出信号, 但是在断开状态 (OFF 状态) 下不对后级电路输出信号。

[0216] US 信号辅助控制部 61b 不仅控制 US 信号继电器 59, 还控制 HV 信号继电器 69。

[0217] 手术系统 101A 具有手术系统 101 所具有的效果, 并且能够更可靠地防止产生高能量放电。即手术系统 101A 的操作性比手术系统 101 更好。

[0218] 此外, US 信号辅助控制部 61b 控制 US 信号输出部 50 使得在规定的 US 信号输出待机时间之后使停止的 US 信号的输出再开始, 同样地, 控制 HV 信号输出部 60 使得在规定的 HV 信号输出待机时间之后使停止的 HV 信号的输出再开始。

[0219] < 第三实施方式 >

[0220] 接着, 说明第三实施方式的变形例的手术系统 201。手术系统 201 与第一实施方式的手术系统 1 和第二实施方式的手术系统 101 类似, 因此对具有相同功能的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。

[0221] < 手术系统的结构 >

[0222] 接着, 说明手术系统 201 的结构。

[0223] 图 17 示出的手术系统 201 兼备手术系统 1 的结构和手术系统 101 的结构。即, 手术系统 201 具备 US 信号辅助控制部 61b 和 HV 信号辅助控制部 51b, 该 US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号来控制 US 信号输出部 50, 该 US 信号辅助控制部 61b 的应答时间比 US 信号主控制部 51c 的应答时间短, 该 HV 信号辅助控制部 51b 根据 US 信号来控制 HV 信号输出部 60, 该 HV 信号辅助控制部 51b 的应答时间比 HV 信号主控制部 61c 的应答时间短。

[0224] < 手术系统的动作 >

[0225] 接着, 使用图 18 的流程图来说明手术系统 201 的动作。

[0226] < 步骤 S210 >

[0227] 当处置开始时, US 信号主控制部 51c 根据由 US 信号检测部 52 的 US 信号电压检测部 52b 检测出的值, 对 US 信号输出部 50 进行反馈控制使得成为与设定部 18a 的设定值相应的 US 信号输出。另外, HV 信号主控制部 61c 根据由 HV 信号检测部 62 的 HV 信号电流检测部 62a 检测出的值, 对 HV 信号输出部 60 进行反馈控制使得成为与设定部 19a 的设定值相应的凝固波形的 HV 信号输出。

[0228] 此外, 在开始使用时, 在处置部 9 与用于进行“划切开线”处置的实质组织即肝脏等脏器处于非接触状态的情况下, 通过从后述的步骤 S11 起的处理, 立即将 HV 信号的输出停止。

[0229] < 步骤 S211 >

[0230] 在 HV 信号辅助控制部 51b 根据由 US 信号检测部 62 检测出的例如 US 信号的阻抗的变化值 (微分值) 来检测出处置部 9 从组织分离这一情形时 (S211: “是”), 进行从步骤 S212 起的处理。

[0231] < 步骤 S212 >

[0232] HV 信号辅助控制部 51b 将 HV 信号继电器 69 控制为断开状态 (OFF 状态)。从检测到 US 信号起至 HV 信号向处置部 9 的施加停止为止的时间为 1ms 以下。

[0233] 在此, 根据 US 信号来检测处置部 9 从组织分离这一情形是由于, 特别是在容易产

生高能量放电的、脂肪多的组织的处理中,与接触状态时相比,即使处于非接触状态 HV 信号的变化也小,但是 US 信号的变化大。即,脂肪多的组织的电阻大,因此与接触状态时相比,即使处于非接触状态 HV 信号也不会产生大变化。但是,当处于非接触状态时 US 信号的机械负载大幅减小,因此与接触状态时相比,非接触状态时 US 信号产生大变化。

[0234] 此外,用于检测处置部 9 从组织分离这一情形的 US 信号并不限于 US 信号的阻抗的变化值,也可以是如在后文中所述,通过各种结构来检测出的 US 信号。

[0235] < 步骤 S213>

[0236] HV 信号辅助控制部 51b 例如到 15ms 的规定的 HV 信号输出待机时间 TH 经过为止 (S213:“否”),维持 HV 信号继电器 69 的断开状态。

[0237] < 步骤 S214>

[0238] HV 信号辅助控制部 51b 在规定的 HV 信号输出待机时间 TH 经过之后 (S213:“是”),将 HV 信号继电器 69 控制为导通状态 (ON 状态)。即,HV 信号辅助控制部 51b 控制 HV 信号输出部 60,使停止的 HV 信号的输出再开始。

[0239] 而且,反复进行从 S210 起的处理。

[0240] 处置部 9 即使从组织临时分离,为了进行处置而再与组织成为接触状态。在手术系统 201 中,在规定的 HV 信号输出待机时间 TH 经过之后,自动地使 HV 信号的输出再开始,因此操作性良好。此外, HV 信号输出待机时间 TH 优选为 5ms ~ 50ms,特别优选为 10ms ~ 20ms。如果在上述范围内,则不产生高能量放电,也不会妨碍操作。

[0241] < 步骤 S215>

[0242] 在 US 信号辅助控制部 61b 根据 HV 信号的例如电流的微分值来检测出处置部 9 与金属用具接触这一情形时 (S15:“是”),进行从步骤 S216 起的处理。

[0243] < 步骤 S216>

[0244] US 信号辅助控制部 61b 从检测到 HV 信号起 1ms 以下将 HV 信号停止。

[0245] US 信号辅助控制部 61b 将 US 信号继电器 59 控制为断开状态 (OFF 状态)。从检测到 HV 信号起至停止对超声波振子 23 施加 US 信号为止的时间为 1ms 以下。

[0246] 在此,根据 HV 信号来检测出处置部 9 与其它金属制的处置器具等接触这一情形是由于 HV 信号的变化大于 US 信号的变化。

[0247] 此外,用于检测出处置部 9 与金属用具接触这一情形的信号并不限于由 HV 信号检测部 62 检测出的 HV 信号的电流的微分值,也可以是如在后文中所述,通过各种结构检测出的 HV 信号。

[0248] < 步骤 S217>

[0249] US 信号辅助控制部 61b 例如到 150ms 的规定的 US 信号输出待机时间 TU 经过为止 (S217:“否”),维持 US 信号继电器 59 的断开状态。

[0250] < 步骤 S218>

[0251] US 信号辅助控制部 61b 在规定的 US 信号输出待机时间 TU 经过之后 (S217:“是”),将 US 信号继电器 59 控制为导通状态 (ON 状态)。即,US 信号辅助控制部 61b 控制 US 信号输出部 50,使停止的 US 信号的输出再开始。

[0252] 而且,反复进行从 S210 起的处理。

[0253] 处置部 9 错误地与其它金属制的处置器具等短接触。在手术系统 201 中,在

规定的 US 信号输出待机时间 TH 经过之后,自动地使 US 信号的输出再开始,因此操作性良好。此外,US 信号输出待机时间 TU 优选为 50ms ~ 500ms,特别优选为 100ms ~ 200ms。如果在上述范围内,则不产生高能量放电,也不会妨碍操作。此外,将 US 信号输出待机时间 TU 设定为比 HV 信号输出待机时间 TH 长是由于,与电能(HV 信号)相比,机械能量(US 信号)的有效应答速度慢,通过短时间停止有可能无法防止高能量放电。即,即使将向超声波振子 23 施加的 US 信号停止,处置部 9 的振动也不会立即停止。

[0254] < 步骤 S219 >

[0255] 到处置结束为止(S219:“是”),反复进行从步骤 S210 起的处理。

[0256] 如上所述,在手术系统 201 中,具备:专用的 HV 信号辅助控制部 51b,其用于在处置部 9 从组织分离时高速地进行将 HV 信号的输出停止的控制;以及专用的 US 信号辅助控制部 61b,其用于在处置部 9 与金属用具接触时高速地进行将 US 信号的输出停止的控制。

[0257] 特别是,近年来,在加快普及的腹腔镜下外科手术中,需要在极为有限的可动范围内针对以金属钳子类 and 金属夹具保持的组织来操作探头。手术系统 201 能够基于超声波振动与高频电流的协同效应来有效地进行处置,例如即使处置部 9 从组织分离或者处置部 9 与金属用具接触,也能够抑制高能量放电的产生。

[0258] 因此,不可能由于产生高能量放电而导致处置部 9 的劣化加速、处置部 9 或其它处置器具等受到损伤。因此,手术系统 201 的操作性良好。

[0259] 此外,作为使用于 HV 信号辅助控制部 51b 和 US 信号辅助控制部 61b 的高速控制中的结构例,能够使用与手术系统 1 或者手术系统 201 相同的结构。

[0260] < 第三实施方式的变形例 >

[0261] 接着,说明第三实施方式的变形例的手术系统 201A。如图 19 所示,本变形例的手术系统 201A 与第三实施方式的手术系统 201 类似,因此对具有相同功能的结构要素附加相同的附图标记而省略说明。

[0262] 手术系统 201A 的 HV 信号辅助控制部 51b 在处置部 9 从组织分离时进行将 HV 信号的输出停止的控制,同时还进行将 US 信号的输出停止的控制。另外,手术系统 201A 的 US 信号辅助控制部 61b 在处置部 9 与由金属构成的其它用具接触时进行将 US 信号的输出停止的控制,同时还进行将 HV 信号的输出停止的控制。

[0263] HV 信号辅助控制部 51b 不仅控制 HV 信号继电器 69 还控制 US 信号继电器 59。另外,US 信号辅助控制部 61b 不仅控制 US 信号继电器 59 还控制 HV 信号继电器 69。

[0264] 手术系统 201A 具有手术系统 201 所具有的效果,并且能够可靠地防止产生高能量放电。即手术系统 201A 的操作性比手术系统 201 更好。

[0265] 此外,优选 HV 信号辅助控制部 51b 控制 HV 信号输出部 60 使得在规定的 HV 信号输出待机时间之后使停止的 HV 信号的输出再开始,同样地,控制 US 信号输出部 50 使得在规定的 US 信号输出待机时间之后使停止的 US 信号的输出再开始。同样地,优选 US 信号辅助控制部 61b 控制 US 信号输出部 50 使得在规定的 US 信号输出待机时间之后使停止的 US 信号的输出再开始,同样地,控制 HV 信号输出部 60 使得在规定的 HV 信号输出待机时间之后使停止的 HV 信号的输出再开始。

[0266] 本发明并不限于上述实施方式,在不改变本发明的宗旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0267] 本申请主张 2011 年 9 月 20 日在美国申请的 61/536,779 号、61/536,796 号以及 61/536,818 号的优先权,并以此为基础提出申请,上述公开内容被引用到本申请的说明书、权利要求、附图中。

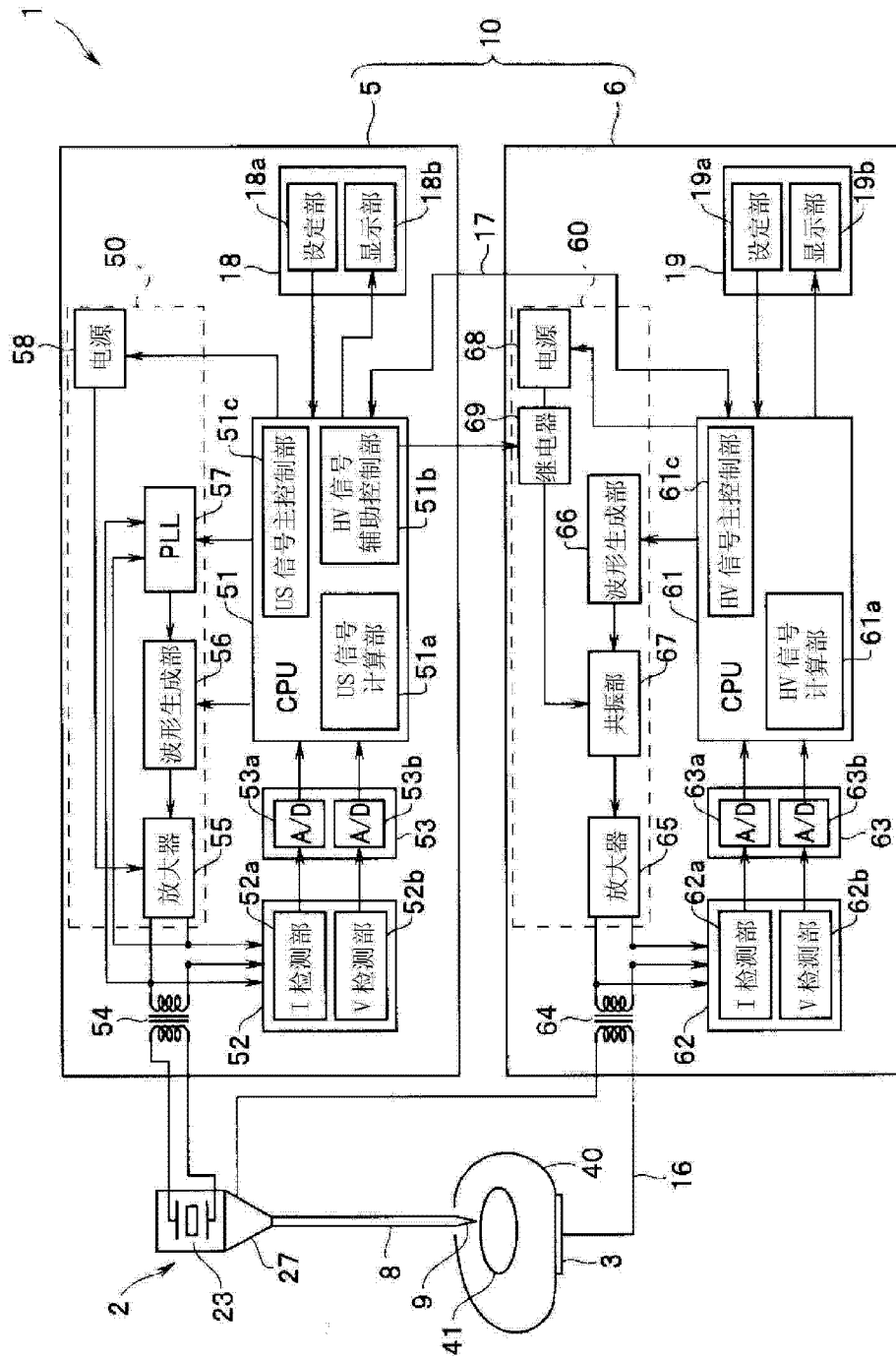


图 3

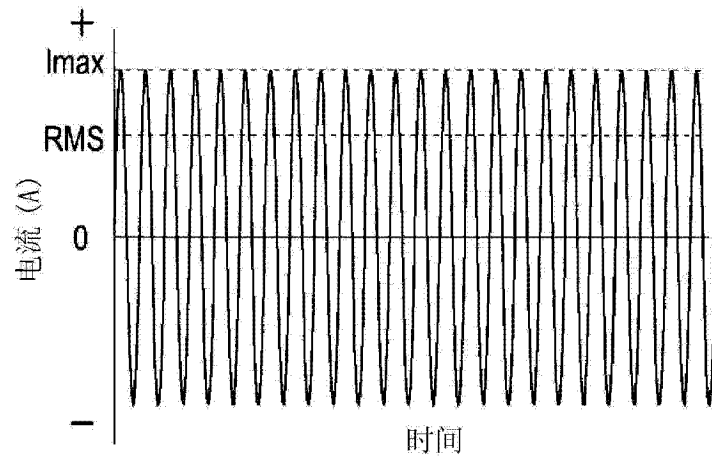


图 4A

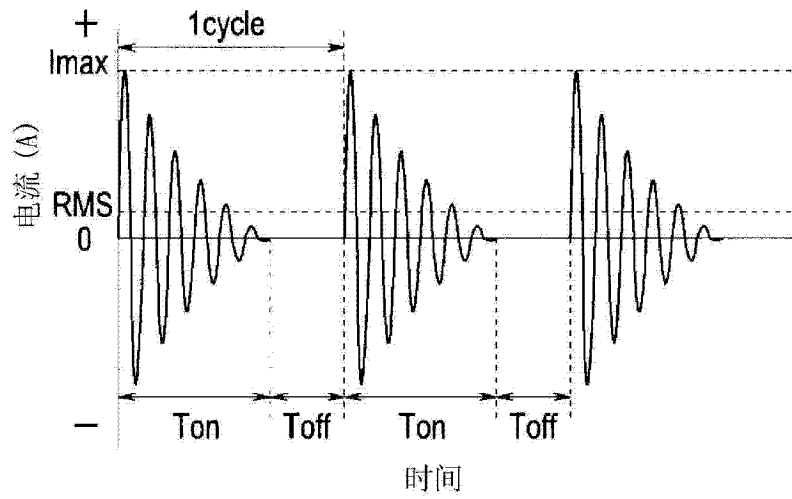


图 4B

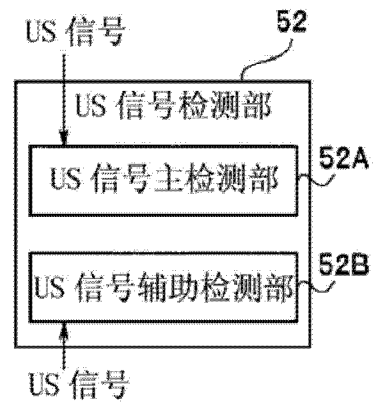


图 5

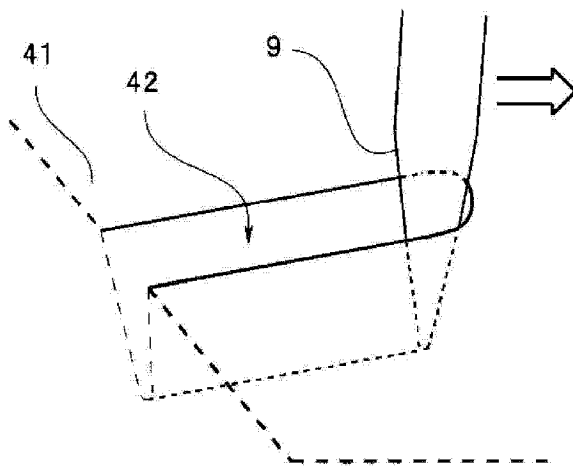


图 6

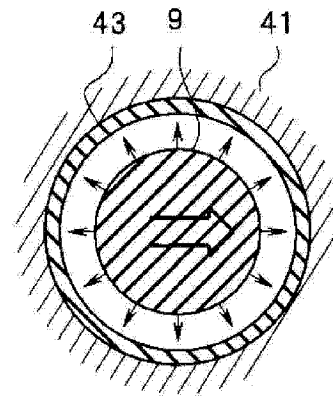


图 7A

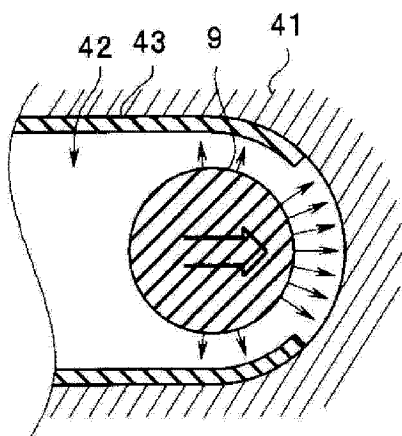


图 7B

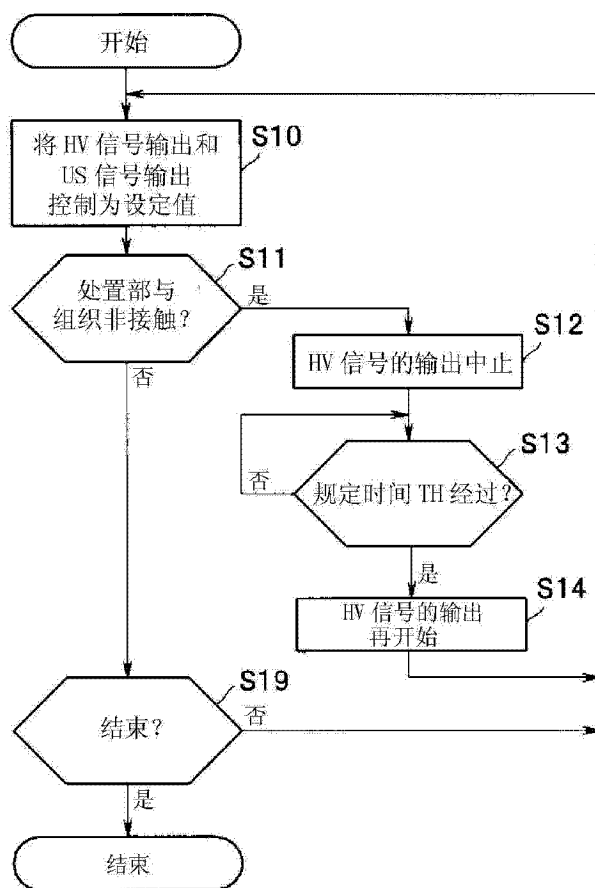


图 8

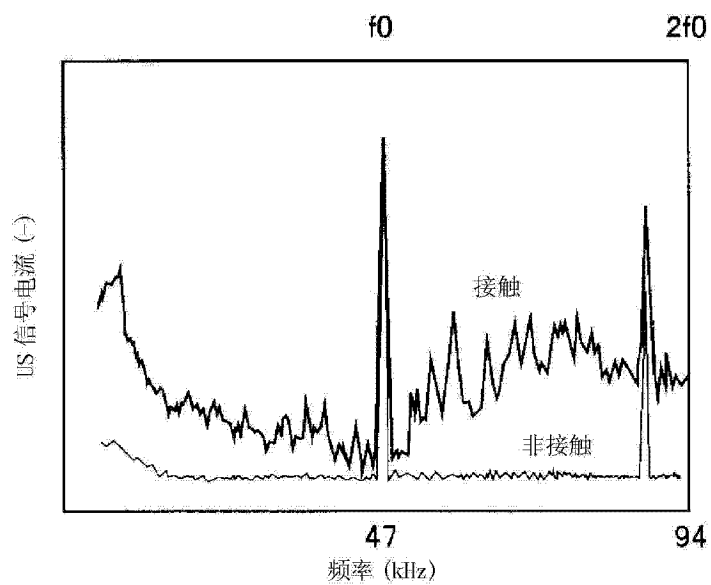


图 9

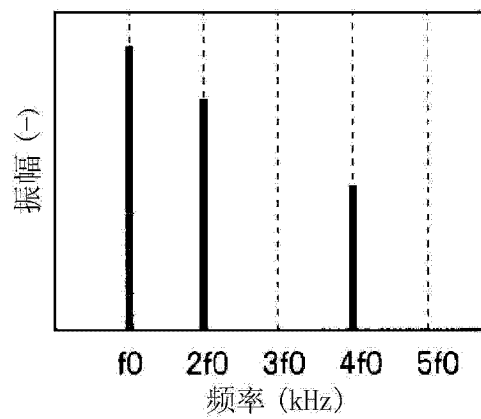


图 10A

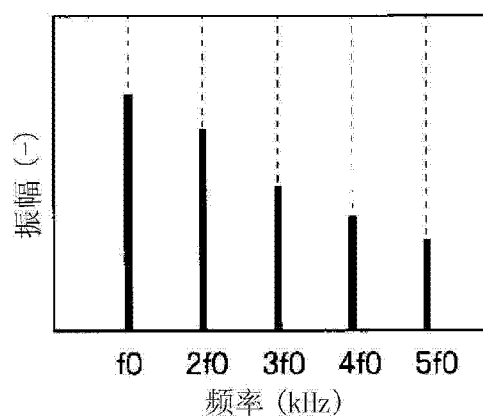


图 10B

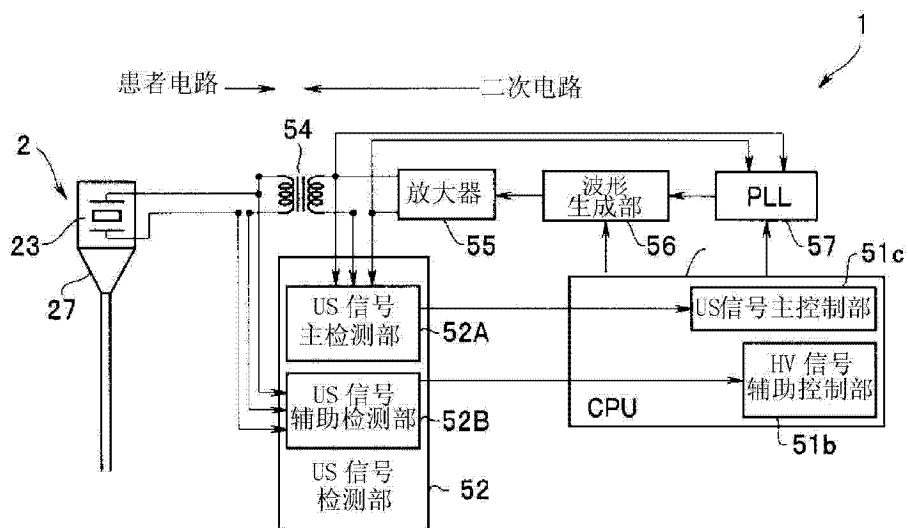


图 11

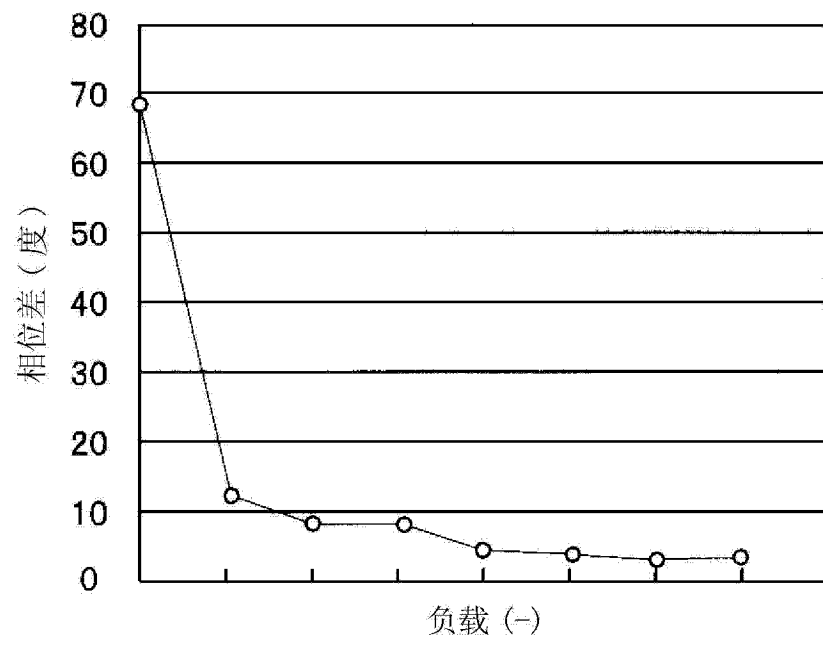


图 12

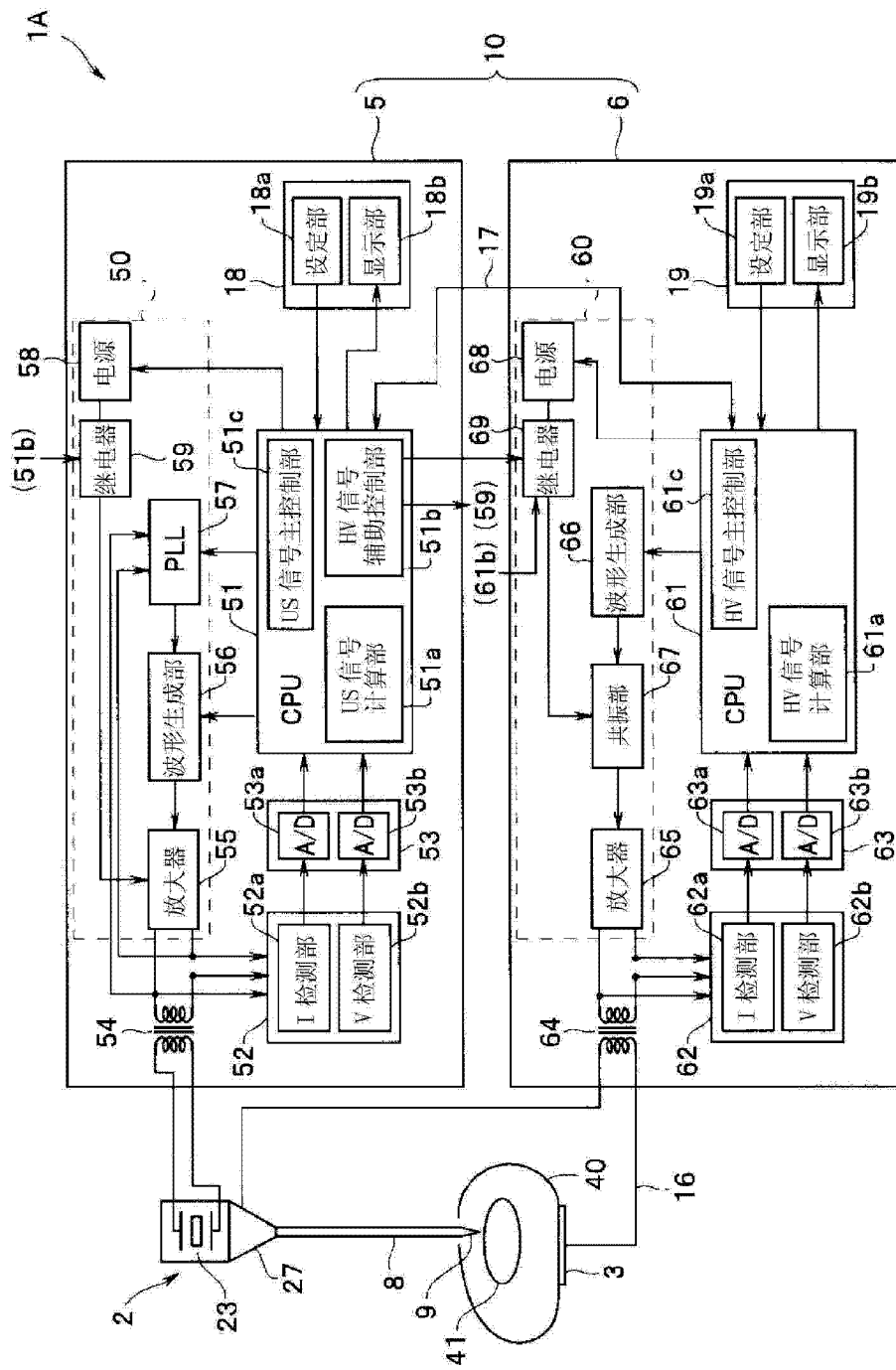


图 13

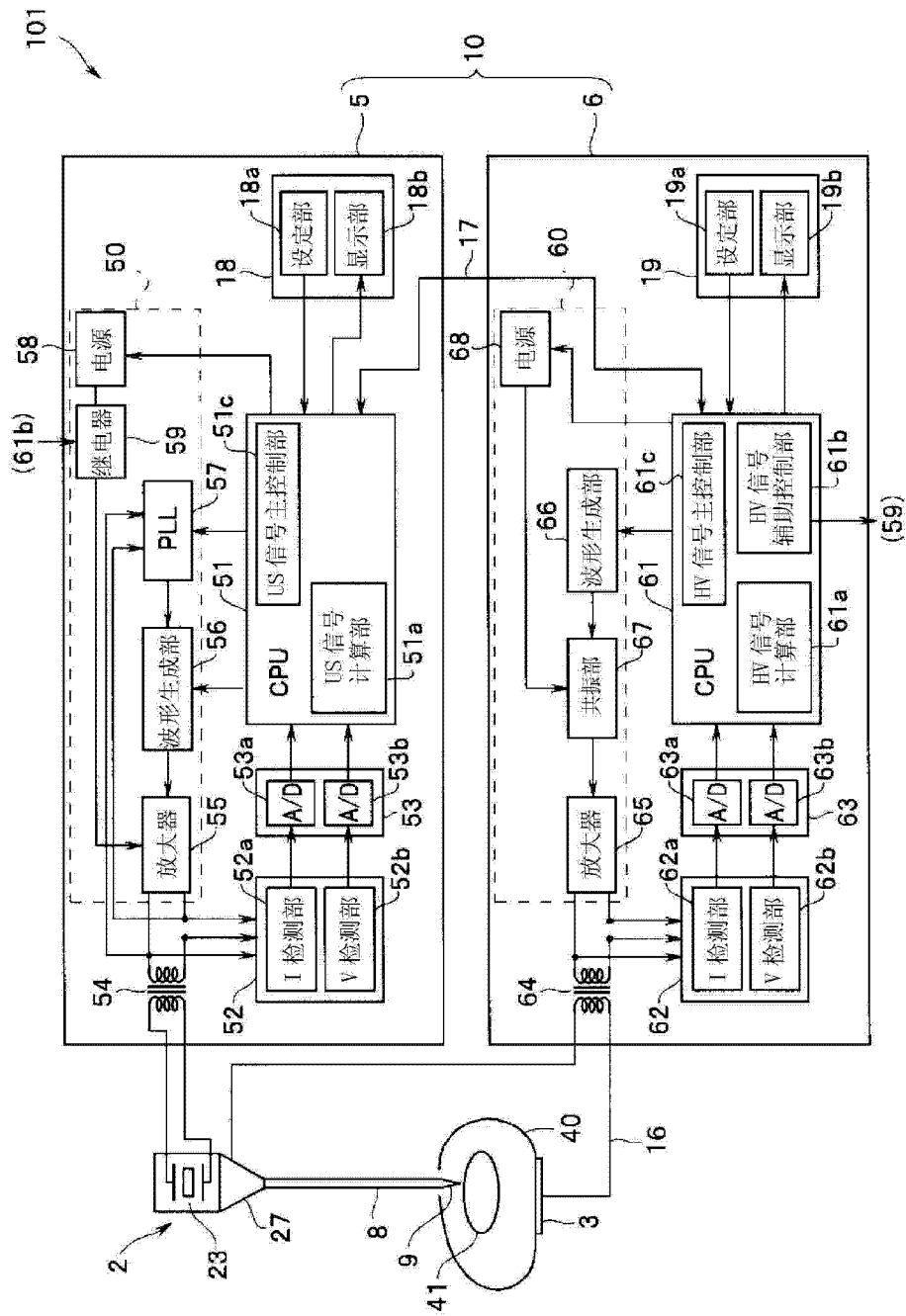


图 14

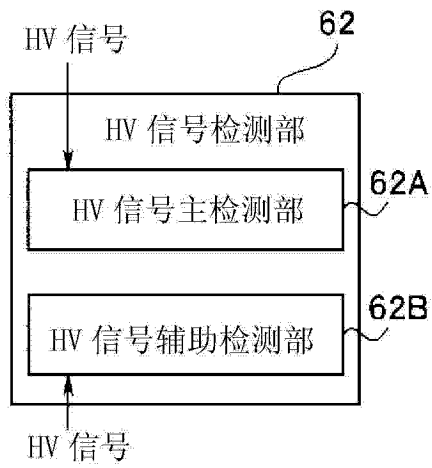


图 15

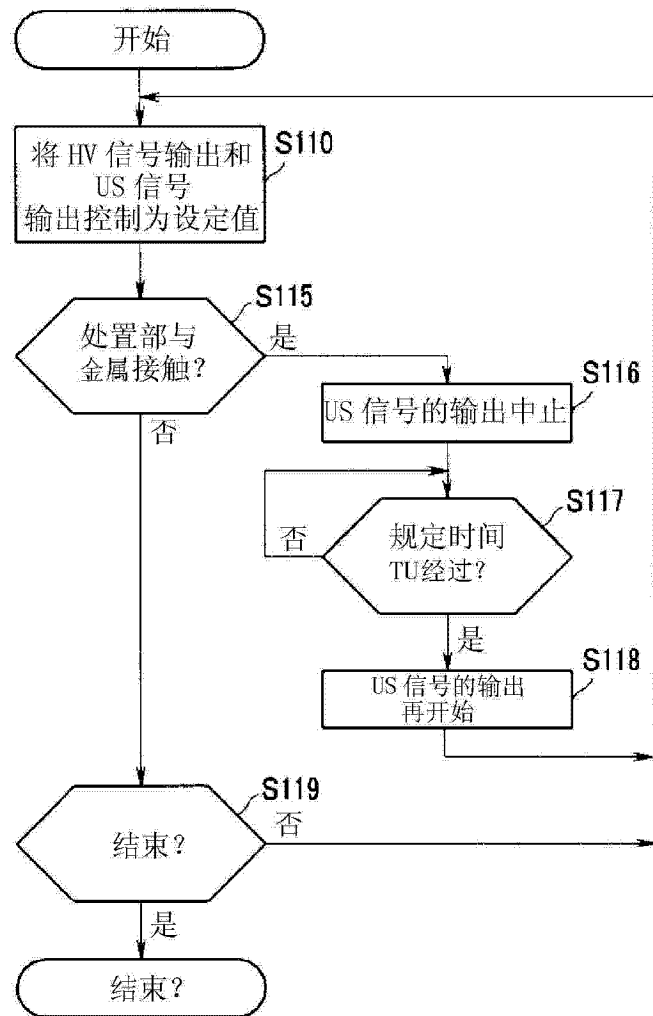


图 16

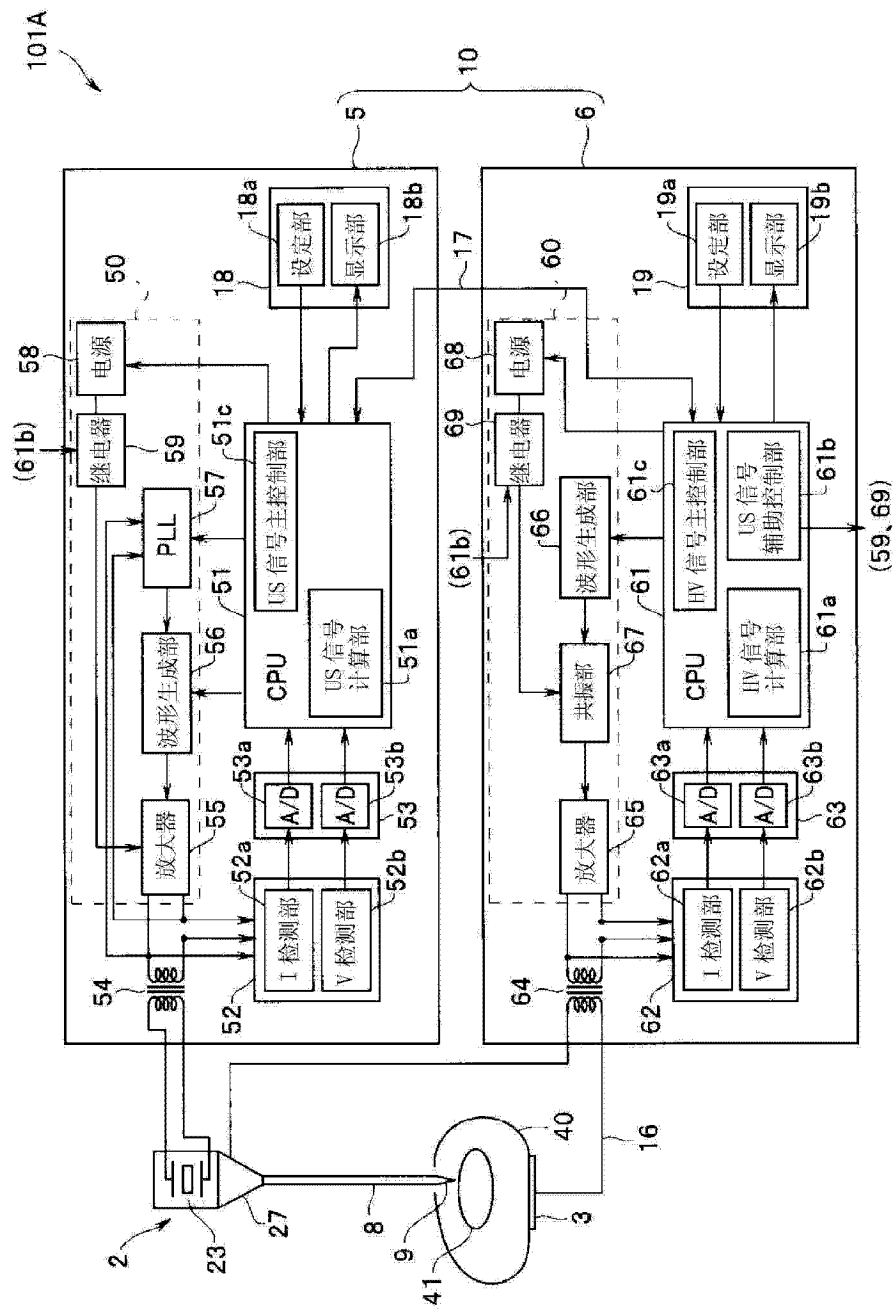


图 17

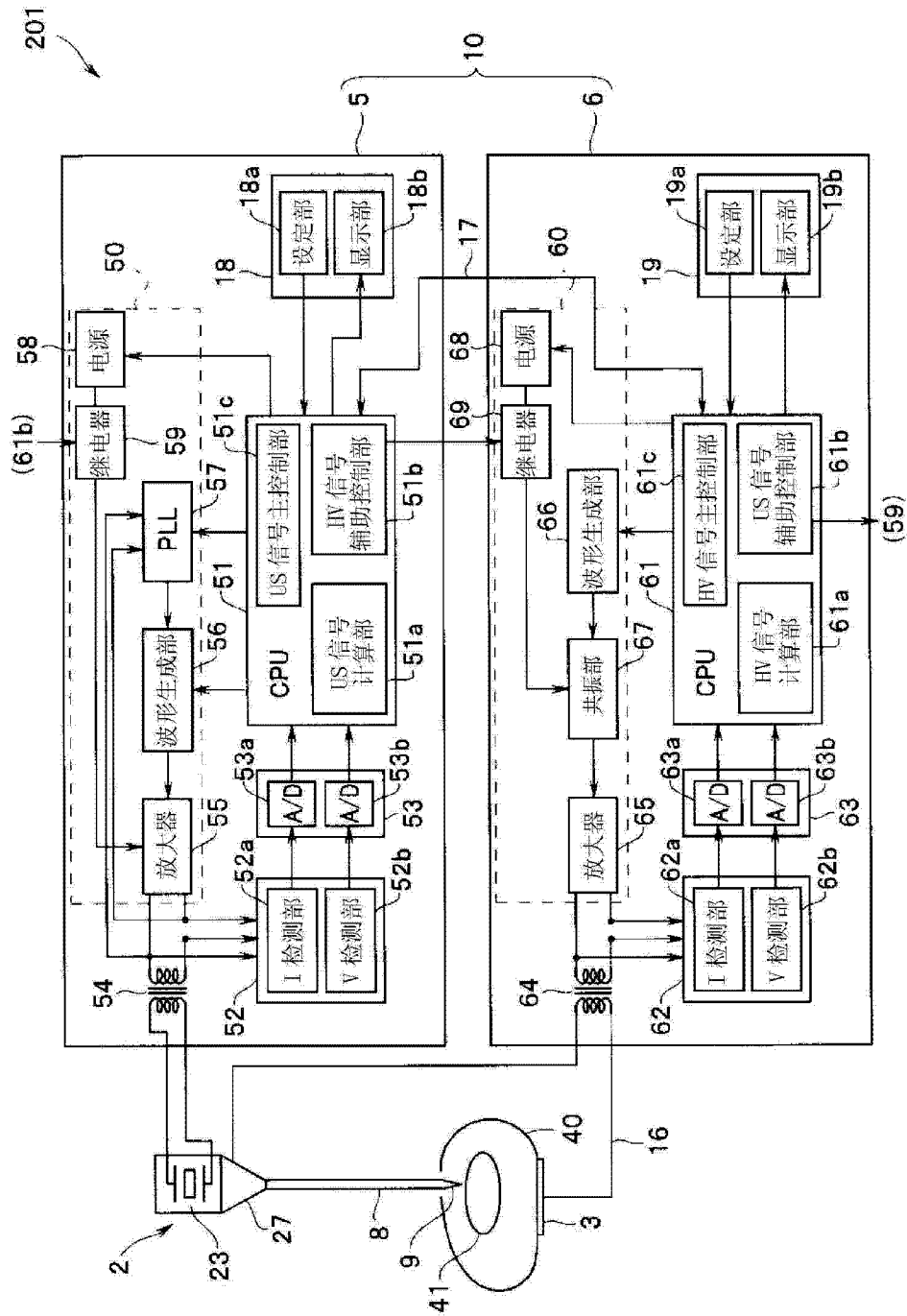


图 18

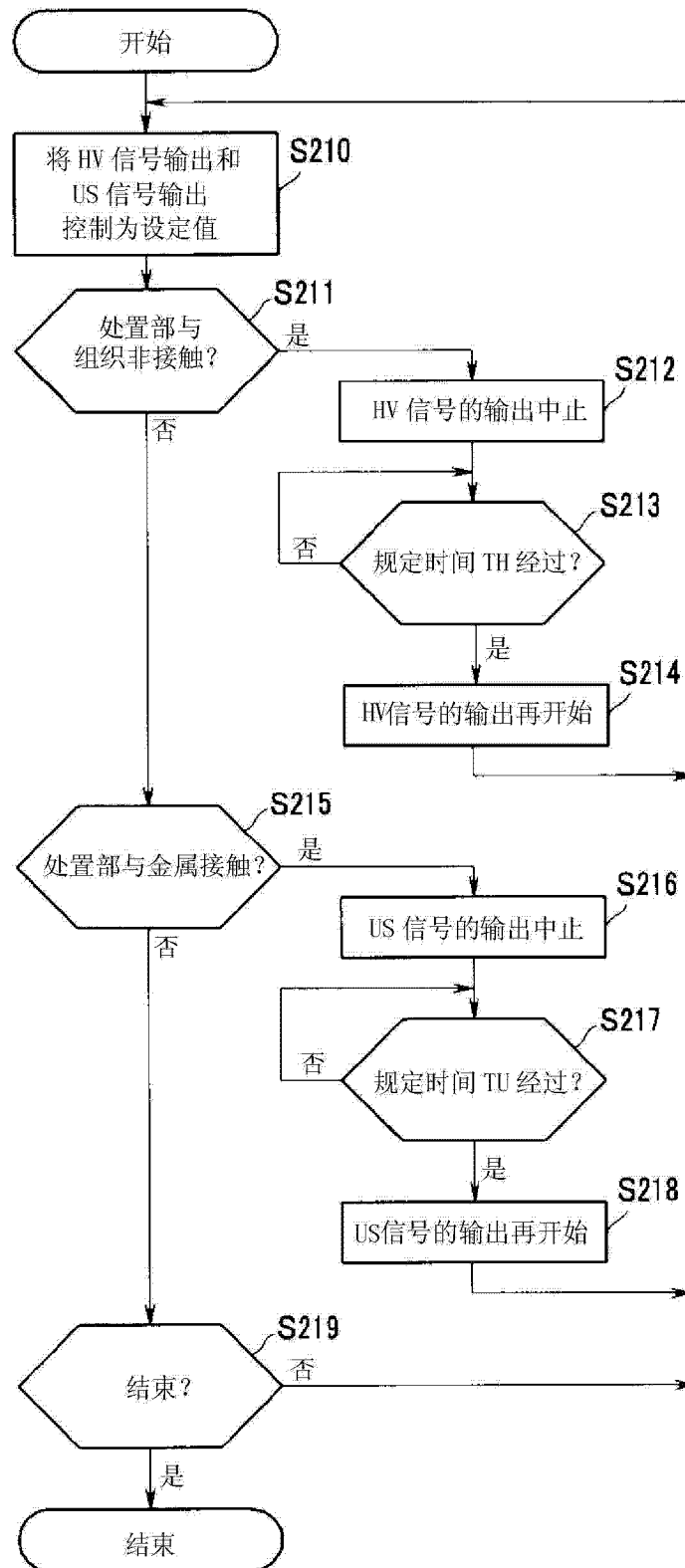


图 19

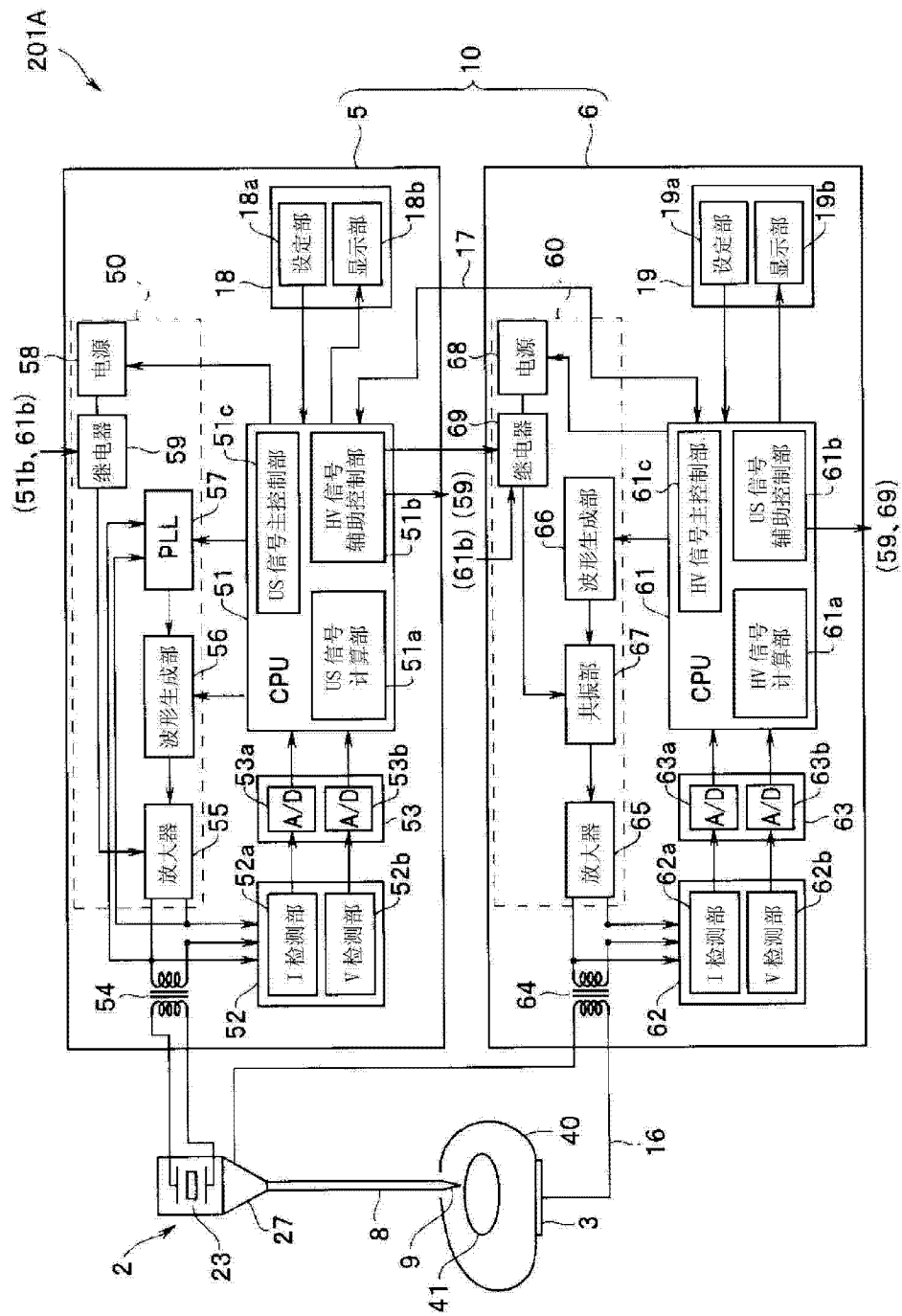


图 20

专利名称(译)	手术系统		
公开(公告)号	CN103826561A	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	CN201280045940.1	申请日	2012-08-17
[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	田中一惠 三堀贵司 本田吉隆 本田亮一		
发明人	田中一惠 三堀贵司 本田吉隆 本田亮一		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1402 A61B18/1206 A61B2017/320069 A61B2017/320082 A61B2018/00845 A61B2018/00869 A61B2018/00928 A61B2090/065		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	61/536779 2011-09-20 US 61/536818 2011-09-20 US 61/536796 2011-09-20 US		
其他公开文献	CN103826561B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

手术系统(1)具备：US信号输出部(50)；HV信号输出部(60)；单极型的探头(8)，其具有处置部(9)，该处置部(9)被施加HV信号而通过超声波进行振动；对极板(3)，其形成HV信号的返回电路；HV信号主控制部(61c)，其根据HV信号对HV信号输出部(60)进行反馈控制；US信号主控制部(51c)，其根据US信号对US信号输出部进行反馈控制；以及HV信号辅助控制部(51b)，其根据US信号来控制HV信号输出部(60)，HV信号辅助控制部(51b)的应答时间比HV信号主控制部(61c)的应答时间短。

